

Vysoká škola Báňská – Technická univerzita Ostrava

Fakulta strojní

Katedra mechaniky

Určení mechanických vlastností chirurgických řezů spojených šitím a kolagenními
lepidly na kůži

Comparison of Mechanical Properties of Surgical Incision Connected by Sutures and
Collagen Glue

Student:

Jakub Želízko

Vedoucí diplomové práce

Ing. Milada Hlaváčková, Ph.D.

Ostrava 2012

VŠB - Technická univerzita Ostrava
Fakulta strojní
Katedra mechaniky

Zadání bakalářské práce

Student: **Jakub Želízko**
Studijní program: B2341 Strojírenství
Studijní obor: 3901R003 Aplikovaná mechanika
Téma: Určení mechanických vlastností chirurgických řezů spojených šitím a kolagenními lepidly na kůži
Comparison of Mechanical Properties of Surgical Incision Connected by Sutures and Collagen Glue

Zásady pro vypracování:

1. Rozbor a analýza problematiky
2. Experimentální měření vzorků kůže spojených klasickým šitím a při použití kolagenních lepidel
3. Vyhodnocení naměřených výsledků
4. MKP model vzorku kůže s chirurgickým řezem

Seznam doporučené odborné literatury:

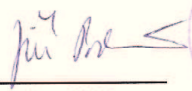
<http://dermabond.com/>
KRATOCHVÍL, B., a kol.: Úvod do studia materiálů, VŠCHT Praha, Praha 2005, ISBN 80-7080-568-4
BROZINO, D.J.: The biomedical engineering handbook, CRC Press, Boca Raton, 1995

Formální náležitosti a rozsah bakalářské práce stanoví pokyny pro vypracování zveřejněné na webových stránkách fakulty.

Vedoucí bakalářské práce: **Ing. Milada Hlaváčková, Ph.D.**

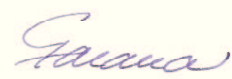
Datum zadání: 16.12.2011

Datum odevzdání: 21.05.2012



doc. Ing. Jiří Podešva, Ph.D.
vedoucí katedry





prof. Ing. Radim Farana, CSc.
děkan fakulty

Místopřísežné prohlášení studenta

Prohlašuji, že jsem celou bakalářskou práci včetně příloh vypracoval samostatně pod vedením vedoucího bakalářské práce a uvedl jsem všechny použité podklady a literaturu.

V Ostravě.....21.5.2012.....

.....*Jakub Zelinka*.....

podpis studenta

Prohlašuji, že

- jsem byl seznámen s tím, že na moji bakalářskou práci se plně vztahuje zákon č.121/2000 Sb., autorský zákon, zejména § 35 – užití díla v rámci občanských a náboženských obřadů, v rámci školních představení a užití díla školního a § 60 – školní dílo.
- beru na vědomí, že Vysoká škola báňská – Technická univerzita Ostrava (dále jen „VŠB-TUO“) má právo nevýdělečně ke své vnitřní potřebě bakalářskou práci užít (§ 35 odst. 3).
- souhlasím s tím, že bakalářská práce bude v elektronické podobě uložena v Ústřední knihovně VŠB-TUO k nahlédnutí a jeden výtisk bude uložen u vedoucího bakalářské práce. Souhlasím s tím, že údaje o kvalifikační práci budou zveřejněny v informačním systému VŠB-TUO.
- bylo sjednáno, že s VŠB-TUO, v případě zájmu z její strany, uzavřu licenční smlouvu s oprávněním užít dílo v rozsahu § 12 odst. 4 autorského zákona.
- bylo sjednáno, že užít své dílo – bakalářskou práci nebo poskytnout licenci k jejímu využití mohu jen se souhlasem VŠB-TUO, která je oprávněna v takovém případě ode mne požadovat přiměřený příspěvek na úhradu nákladů, které byly VŠB-TUO na vytvoření díla vynaloženy (až do jejich skutečné výše).
- beru na vědomí, že odevzdáním své práce souhlasím se zveřejněním své práce podle zákona č. 111/1998 Sb., o vysokých školách a o změně a doplnění dalších zákonů (zákon o vysokých školách), ve znění pozdějších předpisů, bez ohledu na výsledek její obhajoby

V Ostravě...*21.5.2012*...

Jakub Želízko

podpis studenta

Jméno a příjmení autora práce:

Jakub Želízko

Adresa trvalého pobytu autora práce:

Jičínská 19, 700 30 Ostrava

ANOTACE BAKALÁŘSKÉ PRÁCE

ŽELÍZKO, J. *Určení mechanických vlastností chirurgických řezů spojených šitím a kolagenními lepidly na kůži: bakalářská práce.* Ostrava: VŠB – Technická univerzita Ostrava, Fakulta strojní, Katedra mechaniky, 2012, 50 s. Vedoucí práce: Ing. Hlaváčková, Ph.D.

Cílem bakalářské práce je porovnat mechanické vlastnosti šitých a lepených spojů kůže. V první části jsou podrobněji popsány dostupné komerční metody uzavírání ran. Další část je experimentální. Obsahuje testování a výsledky vzorků prasečí kůže, které byly podrobeny tahové zkoušce. Vzorky byly rozděleny do dvou skupin. První skupina obsahovala povrchové rány a druhá rány skrz celou tloušťku. Na základě hodnocení metody podle únosnosti měl šitý spoj jasnou převahu nad spojem lepeným. Poslední část se zaměřuje na MKP analýzu a stanovení hodnoty modulu pružnosti pro testované vzorky kůže. Podle provedených výpočtů byla hodnota modulu pružnosti vzorku kůže přibližně 790 kPa.

ANNOTATION OF BACHELOR THESIS

ŽELÍZKO, J. *Comparison of Mechanical Properties of Surgical Incision Connected by Sutures and Collagen Glue: Bachelor Thesis.* Ostrava: VŠB – Technical University of Ostrava, Faculty of Mechanical Engineering, Department of Mechanics, 2012, 50 s. Thesis Head: Ing. Hlaváčková, Ph.D.

The aim of this work is to compare mechanical properties of sutures and tissue adhesives used for wound closing. In the first part there is a description of available commercial methods for wound closing. The next part is experimental. It contains results of tested pork skin samples which went through a tensile test. Samples were divided into two groups. The first group contained samples with wound on the skin surface and the second one contained samples with wound going through the thickness. Considering the strength of the connection, in this case sutures are much better than tissue adhesive. The last part was focused on FEM analysis and figuring out the value of Young's modulus for tested pork skin sample. According to simulations done the value of Young's modulus was approximately 790 kPa.

OBSAH

1. ÚVOD.....	8
1.1. CHIRURGICKÝ ŘEZ	9
1.2. ZPŮSOBY OŠETŘENÍ CHIRURGICKÝCH ŘEZŮ	10
1.2.1. Šití.....	10
1.2.2. Lepení.....	16
1.2.3. Staplery.....	19
2. KŮŽE.....	22
2.1. FUNKCE KŮŽE	22
2.2. MĚŘENÍ DEFORMACE KŮŽE	23
3. EXPERIMENTÁLNÍ ČÁST.....	24
3.1. PODMÍNKY A METODIKA EXPERIMENTU	24
3.2. VÝSLEDKY PRVNÍ ŘADY MĚŘENÍ.....	26
3.2.1. Šitý vzorek č. 1	26
3.2.2. Šitý vzorek č. 2	27
3.2.3. Lepený vzorek č. 1.....	28
3.3. VÝSLEDKY DRUHÉ ŘADY MĚŘENÍ	29
3.3.1. Šitý vzorek č. 1	29
3.3.2. Šitý vzorek č. 2	30
3.3.3. Lepený vzorek č. 1.....	31
3.3.4. Lepený vzorek č. 2.....	32
3.4. ZHODNOCENÍ EXPERIMENTU	34
4. MKP VÝPOČTY	35
4.1. SIMULACE SEŠITÉHO SPOJE	35
4.2. SIMULACE LEPENÉHO SPOJE.....	35
4.3. VZOREK S POVRCHOVOU RÁNOU	36
4.3.1. Tvorba modelu.....	36
4.3.2. Diskretizace	37
4.3.3. Okrajové podmínky.....	38
4.3.4. Výpočet.....	40
4.4. VZOREK S HLOUBKOVOU RÁNOU	42
4.4.1. Tvorba modelu.....	42

4.4.2.	<i>Diskretizace</i>	43
4.4.3.	<i>Okrajové podmínky</i>	44
4.4.4.	<i>Výpočet</i>	46
5.	ZÁVĚR	47
	POUŽITÁ LITERATURA	49

1. Úvod

Chirurgie je vedle porodnictví nejstarším lékařským oborem. Nejstarší chirurgický zákrok byla trepanace (proražení lebky a následné vytvoření otvoru). Trapanované lebky byly nalezeny v oblasti Kyjeva a na Ukrajině. Tyto nálezy jsou datovány do období zhruba 7300 – 6220 př. n. l. Další odkaz ranné chirurgie je vidět ve starém Egyptě. Tady je chirurgie už rozvinutější. Důvodem bylo balzamování mrtvol a zbavování vnitřností, což vedlo k pokročilejším znalostem lidské anatomie. Chirurgické zákroky prováděné v Egyptě jsou zaznamenány na papyrusu Edwina Smitha. Papyrus je datován do první poloviny 17. století př. n. l. a vznikl na základě knihy pocházející z doby mezi 2500 až 3000 lety. Jedná se o dosud nejstarší známou chirurgickou knihu na světě[1].

Ačkoli jsou chirurgové dnes považováni za lékaře, dříve tomu tak nebylo. Např. Hippokratova přísaha varuje lékaře před praktikováním chirurgie. Chirurgické zákroky náležely tehdejším specializovaným řemeslníkům. Ve středověku byla praktická medicína provozována hlavně lazebníky a ranhojiči. Takové názory byly zastávány v době, kdy lékaři již získávali univerzitní vzdělání. Přesto byla úloha lékařů pouze diagnostikovat[2].

Prvními opravdovými chirurgy se stávali ranhojiči z mnoha válek, které se odehrávaly na území Evropy. Významným chirurgem byl v té době Ambroise Paré. Tento muž si získal proslulost hlavně znovuobjevením staroegyptské metody podvazování krvácejících cév u amputovaných končetin. Touto metodou nahradil používané vypalování rány žhavým olejem nebo plamenem, což bylo nesmírně bolestivé[2].

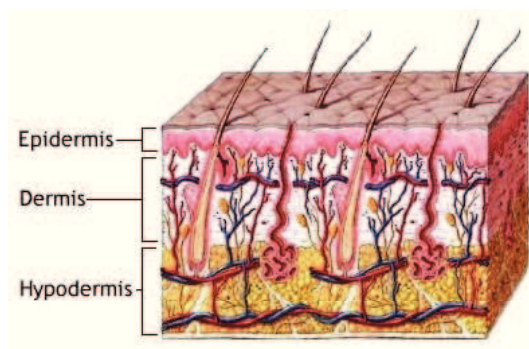
Přestože Napoleonské války přispěly k vývoji válečné chirurgie, amputace končetin byla stále hlavní metodou chirurgie. K zásadnímu obratu došlo v polovině 19. století. V této době byla zavedena anestezie do klinické praxe. Využívalo se tehdy chemických látek jako je oxid dusný, éter a chloroform. Důležitou změnou bylo taktéž zavedení asepse a antisepse. Tato opatření, zabráňující vzniku pooperační infekce, byla do té doby nemyslitelná[2].

Posledním zásadním objevem, na němž dnešní chirurgie stojí, byl objev antibiotika penicilinu Alexandrem Flemingem v roce 1928. Zavedení antibiotik do klinické praxe umožnilo konečně do značné míry zamezit či léčit obávané infekční komplikace operačních výkonů s relativně minimálními vedlejšími účinky[2].

Shrneme – li celý vývoj chirurgie, lze zaznamenat několik období. Bylo to především stadium empirické, které trvalo až do renesanční doby, kdy se začal v chirurgii prosazovat směr anatomický. Později znatelně ovlivnila chirurgii patologická anatomie. Vzestup přinesl chirurgii klinicko – experimentální směr, který vlastně působí dodnes[1].

1.1. Chirurgický řez

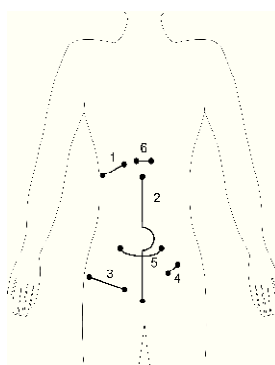
Chirurgický řez, spadající do kategorie řezných ran, vzniká tlakem a tahem ostrého zraňujícího předmětu po kůži. V případě chirurgického řezu jde o záměrný zásah do kůže za účelem léčby. Po tomto zásahu může vzniknout řezná rána buď na povrchu kůže (jde o epidermální řez) nebo otevřená rána (proniká skrz všechny 3 vrstvy kůže) viz obr. č. 1.



Obr. 1

Nejčastější chirurgické řezy v břišní oblasti jsou znázorněny na obr. č. 2, přičemž jejich délky jsou:

1. - délka 150 mm, 2. - délka cca 250 mm 3. - délka cca 100 mm
4. - délka 30 mm, 5. - délka cca 15 mm 6. - délka cca 7 mm



Obr. 2

Aby se řezná rána zahojila, musí být odpovídajícím způsobem ošetřena.

1.2. Způsoby ošetření chirurgických řezů

Existuje více komerčně dostupných metod uzavírání řezných ran. Patří mezi ně šití (sutura), dále mnohem mladší metoda spojování - lepení kolagenními lepidly a nakonec použití staplerů. Tato práce je primárně zaměřena na první dvě zmíněné metody.

1.2.1. Šití

Šití (sutura) je nejznámější a nejrozšířenější metoda ošetření ran a chirurgických řezů.

Šicí materiál

Proces hojení rány a výsledná jizva jsou úzce spojeny s výběrem šicího materiálu a jehly. Výběr je většinou závislý na velikosti a typu rány, dále pak na místě, kde se rána nachází a nakonec záleží taky na samotné volbě operatéra. Při výběru vlákna je důležité se zaměřit na tyto parametry:

- **Pevnost v tahu** – pevnost vlákna je obvykle přímo úměrná jeho tloušťce, avšak závisí hodně na konfiguraci vlákna a použitém materiálu. Pevnost se označuje buď podle americké, nebo evropské klasifikace.

Americké klasifikace má tento tvar: **USP X/0**, kde USP označuje United States Pharmacopoeia = Americký lékopis. Na místě X je číslo, kde platí, že čím menší číslo, tím je vlákno pevnější. Vlákná 3/0 nebo 4/0 nachází uplatnění v oblasti trupu a na končetinách. Naproti tomu vlákna 5/0 a 6/0 bývají používány na obličej.

Evropská klasifikace nese označení **EP X** (European Pharmacopoeia). Na místě X je opět číslo, tentokrát však označuje tloušťku vlákna v desetinách milimetru. Např. EP 1,5 představuje tloušťku vlákna 0,15 mm.

Kompletní výčet jednotlivých velikostí vláken je v následující tabulce č. 1.

USP norma	EP metricky	Průměr (mm)
12/0	0,01	0,001-0,009
11/0	0,1	0,010-0,019
10/0	0,2	0,020-0,029
9/0	0,3	0,030-0,039
8/0	0,4	0,040-0,049
7/0	0,5	0,050-0,069
6/0	0,7	0,070-0,099
5/0	1	0,10-0,149
4/0	1,5	0,15-0,199
3/0	2	0,20-0,249
2/0	3	0,30-0,349
0	3,5	0,35-0,399
1	4	0,40-0,499
2	5	0,50-0,599
3+4	6	0,60-0,699
5	7	0,70-0,799

Tab. 1 Velikosti vlákna

- **Délka vlákna** – vlákna jsou dostupná většinou v délkách 45 cm a 75 cm. Volba délky vlákna závisí na technice šití a délce rány.
- **Elasticita** – představuje schopnost materiálu vrátit se do původního stavu po natažení. K natažení může docházet např. při otoku rány.
- **Plasticita** – oproti elastickým materiálům, plastický si umí po natažení zachovat svoji novou délku.

Další důležitou vlastností je **paměť vlákna**, která je vyjádřena schopností vrátit se po deformaci do původního stavu. Vlákna s vysokou pamětí vykazují horší manipulaci a také se hůře uzlí. S pamětí vlákna úzce souvisí také pevnost v uzlu na přetržení. Zpravidla jde o poloviční hodnotu pevnosti v tahu. Na tuto vlastnost je potřeba si dávat pozor při uzlení, aby nedošlo prudkým trhnutím k přetržení.

Vlákna se dělí podle struktury na vlákna monofilamentní a multifilamentní. Multifilamentní vlákna jsou tvořena více vlákny a může jít o vlákna tkaná nebo skaná. Tkaná vlákna jsou vytvořena technikou propletení a skaná vlákna jsou tvořena stáčením. Multifilamentní vlákna dnes stále převažují nad monofilamentními, protože se s nimi lépe manipuluje a uzly se tolik nepovolují. Po odstřížení vlákna netrčí a mechanicky nedráždí kůži. Je zde ale i stinná stránka a tou je větší odpor při průniku kůží z důvodu spletení. Tento odpor se snižuje syntetickým potahem. Monofilamentní vlákno je vlákno jednoduché, snadno proniká skrz kůži. Naproti tomu, silnější vlákno má tendenci se díky své elasticitě

povolovat. Tento problém se řeší větším počtem uzlů při uzlení. Jak vlákna monofilamentní tak multifilamentní mají své výhody a nevýhody. Proto se výrobci šicích materiálů snaží vytvořit kombinaci obou druhů a dosáhnout tak lepších vlastností. Výsledkem této činnosti je vlákno pseudomonofilamentní. Jedná se o multifilamentní vlákno, které je obaleno povrchovou vrstvou. Povrchová vrstva zajišťuje hladký průnik kůží a zbavuje nežádoucí kapilarity. V praxi se však toto vlákno moc nepoužívá a současný směr pro výrobce je zdokonalit mechanické vlastnosti vlákna monofilamentního. Kromě zmiňovaných druhů vláken můžeme také narazit na pletené pásy.



Obr. 3 Tkané polyfilamentní vlákno



Obr. 4 Skané polyfilamentní vlákno



Obr. 5 Monofilamentní vlákno



Obr. 6 Pseudofilamentní vlákno



Obr. 7 Pletený pásek

Vlákna lze dále rozdělit na dvě skupiny podle výchozí suroviny, ze které jsou vyrobena. Vlákno může být tedy přírodní nebo syntetické. Mezi přírodní materiály patří hedvábí, len nebo catgut (jedná se o vysoce čištěný zvířecí kolagen, catgut se vyrábí z hovězích nebo ovčích střev, je vstřebatelný, ale v zemích Evropské Unie je povoleno jej používat jen pro veterinární lékařství).

Oblast syntetických vláken dělí na vlákna nevstřebatelná. Ta se začala používat po 2. světové válce a vstřebatelná, která se dostala do podvědomí lidí v sedmdesátých letech 20. století. K výrobě nevstřebatelných vláken se používají materiály, jako polypropylen, polyester a polyamid. Pro výrobu vstřebatelných vláken se používají z chemického hlediska polymery kyseliny glykolové a kyseliny mléčné. Tyto látky jsou obsaženy v organismu, takže není problém s jejich vstřebáváním.

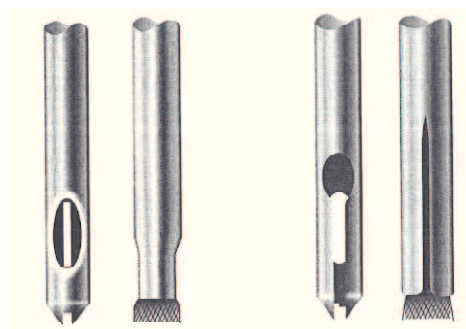
Resorpční profil je další důležitá vlastnost vláken. Resorpční profil udává v první řadě, zda je vlákno vstřebatelné nebo nevstřebatelné. Pokud jde o vlákno vstřebatelné, profil určuje za jakou dobu je schopno se v organismu rozložit. Jaký materiál se použije záleží vždy na konkrétním účelu. Pokud je např. nutné zajistit doživotní pevnost sutury, volí se opravdu nevstřebatelný šicí materiál (v syntetické oblasti jsou to polypropylen a polyester). Schopnost rozkladu vlákna v organismu se u přírodního a syntetického materiálu dost liší. Jelikož u přírodního vlákna dochází k rozkladu enzymaticky za účasti zánětu, záleží proto na kondici hostitele a nelze přesnou dobu rozkladu odhadnout. Naproti tomu vlákna syntetická se rozkládají hydrolyticky, bez účasti zánětu a proto se doba rozkladu lépe předpokládá a navíc je rozklad méně zatěžující pro organismus. Hlavním ukazatelem pro resorpční profil je doba, za kterou vlákno ztratí 50% své pevnosti. Podle tohoto ukazatele se dělí vlákna do tří skupin na rychle vstřebatelná (Safil Quick), střednědobě vstřebatelná (Safil, Monosyn) a pomalu vstřebatelná (MonoPlus). Doby jejich vstřebání jsou uvedeny v tabulce č. 2.

	Udržení 50 % pevnosti v tahu	Kompletní vstřebání
Rychle vstřebatelná vlákna	7 dní	42 dní
Střednědobě vstřebatelná vlákna	14 – 21 dní	2 – 3 měsíce
Pomalu vstřebatelná vlákna	28 – 40 dní	6 měsíců

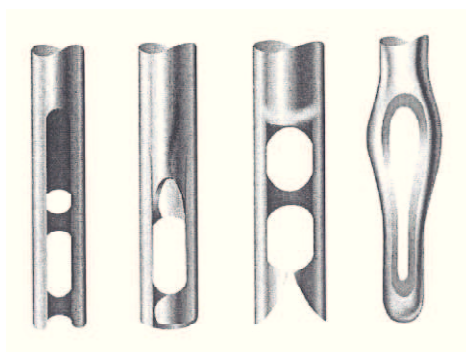
Tab. 2 Doba vstřebání vlákna

K samotnému šití neodmyslitelně patří šicí jehly.

Současným trendem jsou tzv. atraumatické návleky. Návlek je tvořen jehlou a vláknem předem spojenými dohromady, dodávanými ve sterilním obalu (viz obr. č. 8). Pevné spojení vlákna s jehlou je realizováno buď za studena nebo méně často za tepla. V jehle je dutinka, do které se vlákno vloží a v případě spojování za studena se prostě vlákno do jehly zalisuje. Pokud jde o spojení za tepla, vlákno se do jehly zatavuje. Před příchodem atraumatických návleků se jehly a vlákna dodávaly zvlášť (viz obr. č. 9). Vlákna pak byla dodávána ve větší metráži, ze které se ustříhla potřebná délka a navlékala se do jehly s ouškem (stejně jako při zašívání látky). Jehly s ouškem mohly být díky sterilizaci opakovaně používány, avšak při používání metráže nebylo možné zabránit kontaminaci vlákna[3]. Velkou výhodou pro atraumatické návleky je mnohem šetrnější průnik kůže neboli menší traumatizace kůže.



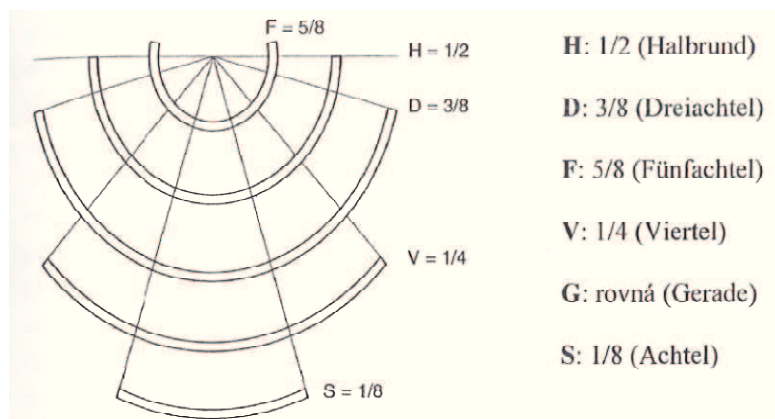
Obr. 8 Atraumatické jehly



Obr. 9 Jehly s ouškem

Vlastnosti jehly a její výběr při operaci mají stejnou důležitost jako výběr vlákna. Správná volba jehly spočívá na samotném operatérovi.

Jehly dělíme podle více kritérií. Systém značení pochází z němčiny. Ze značení lze například vyčíst délku jehly od připojení vlákna až ke hrotu (viz obr. č. 10). Dále značení popisuje zakřivení jehly (část kružnice, které tvar jehly odpovídá).



Obr. 10 Označení jehel

Pro představu: Jehla typu H je jehla stěvná a D je jehla kožní. Dále označujeme tvar průřezu těla jehly (může být např. kulatý nebo řezací, viz obr. 11 a 12) a také tvar hrotu jehly.



Obr. 11 Řezací průřez těla jehly



Obr. 12 Kulatý průřez těla jehly

S ohledem na současné trendy, převažuje používání vláken syntetických. Jejich výroba je levnější a jak již bylo uvedeno výše, lidský organismus syntetická vlákna lépe vstřebává. Také je dnes kladen důraz na vstřebatelná vlákna, protože přítomnost cizích materiálů v těle je až na specifické případy nežádoucí. Nejčastěji se volí vlákna střednědobě vstřebatelná, protože většina ran je po 14 dnech v dostatečné pevnosti. Vzhledem k výhodám atraumatických návleků, je jim dnes výhradně dávána přednost před „staromódním“ navlékáním vlákna do jehly s ouškem. Sterilizace šicího materiálu se provádí zářením gama (pro polyamidová a polyesterová vlákna nebo pro hedvábí) nebo etylenoxidovými parami (pro syntetická vstřebatelná vlákna, polypropylen a cívek). Opětovná sterilizace je zakázána z důvodu možné změny vlastností šicího materiálu.

1.2.2. Lepení

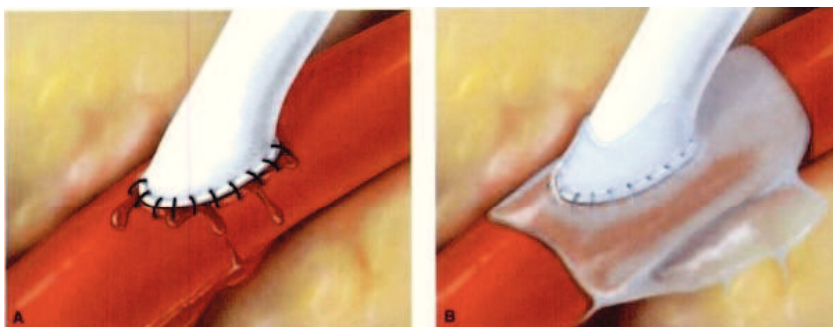
Metoda lepení je zatím nejmladší metodou. Jedná se o současný trend v chirurgii, ošetřování ran pomocí tkáňového lepidla. Tkáňová lepidla je možno rozdělit do těchto kategorií:

- Kyanakrylátová lepidlo
- Lepidla na bázi fibrinu
- Proteinové a syntetické polymery
- Cementová lepidla.

Mezi těmito lepidly jsou však rozdíly, a to v mechanismu lepení a úrovni, jak dobře lepí nebo jsou schopny držet části rány u sebe. Každá ze zmíněných kategorií tkáňových lepidel má jiné fyzikální vlastnosti a jejich prolínání musí být taktéž zaručeno. Odlišné vlastnosti jednotlivých kategorií zajišťují široké spektrum využití.

- **Hemostatika** – mezi hemostatika patří cokoli, co zastavuje nebo omezuje krvácení. Můžeme zde samozřejmě zařadit i mechanická hemostatika jako např. gáza.
- **Tmel nebo těsnící materiál** – zde můžeme zařadit látky, které zamezují průtoku nebo prosakování krve, popř. jiné tělní tekutiny. Dále jsou schopny zamezit úniku vzduchu (využíváno při operaci pro snížení objemu plic). Na

základě předchozího rozdělení je možno mezi tato lepidla zařadit fibrinové tmely a proteinové a syntetické polymery. Kyanakryláty zatím FDA (Food and Drug Association) k tomuto účelu neschválila. Na obrázku č. 13 vlevo je vidět lepidlo před aplikací (dochází k prosakování po anastomotické operaci), vpravo po aplikaci (prosakování zastaveno).



Obr. 13 Lepidlo jako těsnící hmota

- **Povrchové krytí rány** – slouží k pokrytí rány způsobené odřením nebo popálením. K tomuto účelu jsou velice vhodné kyanakryláty, které efektivně hojí odřeniny nebo popáleniny. Jsou proto dodávány ve formě tekutých bandáží. Fibrinové tmely byly v této oblasti testovány, ale oficiálně k tomuto účelu nejsou dosud schváleny.
- **Uzavírání ran** – problematika uzavírání ran lepením bude obsaženo v této práci. Přestože existuje mnoho kategorií lepidel a široké spektrum jejich využití, jsou kyanakrylátová lepidla jediná, která jsou FDA schválena k uzavírání ran a to pouze povrchových ran.
- **Embolizace** – lepidla byla také schválena pro používání k embolizaci. Jde o zastavování krvácení ve špatně přístupných místech.
- **Fixátor** – hlavní využití je ke stabilizaci a fixaci částí v těle jako jsou například kosti. Primárně jsou užívána cementová lepidla, dále pak metakryláty a některé kyanakryláty také použít.

Viskozita lepidla

Z uvedených příkladů je vidět opravdu široké spektrum použití. Kyanakrylátová lepidla lze rozdělit do dvou skupin – nízkoviskózní a vysokoviskózní. Lepidla s nižší

viskozitou jsou na trhu o poznání dříve než lepidla vysokoviskózní. Lepidla s nízkou viskozitou mají tendenci vytékat z ošetřované rány. Tento fakt vedl k vývoji lepidel s vysokou viskozitou. Na základě průzkumu, provedeného za účelem porovnat lepidla s vysokou a nízkou viskozitou, byly získány výsledky ve prospěch vysokoviskózních lepidel.

Celkem byly zkoumány dvě oblasti:

1. **Efektivita uzavírání ran** – kontrola rány byla provedena po 14 dnech od uzavření rány, přičemž hojení rány bylo pro oba typy lepidel srovnatelné.
2. **Únik lepidla při aplikaci** – lepidlo s vysokou viskozitou bylo podstatně výhodnější než nízkoviskózní lepidlo. Během aplikace na ránu byla prokázána menší tendence úniku lepidla z rány.

Výsledky srovnávacích testů jsou uvedeny v tabulce č. 3.

	Vyskoviskózní lepidlo 42 pacientů	Nízkoviskózní lepidlo 42 pacientů
Počáteční výsledky		
Únik lepidla z rány, počet (%)	9 (21,4 %)	32 (76,2 %)
Pocit pálení pokožky, počet (%)	17 (40,5 %)	10 (23,8 %)
Kontrola po 10 - 14 dnech		
Počet kontrolovaných, počet (%)	36 (86 %)	42 (100 %)
Infekce v ráně léčená antibiotiky, počet (%)	0	0
Otevření rány vyžadující nové ošetření, počet (%)	1 (2,8 %)	0

Tab. 3 Srovnání vysokoviskózního a nízkoviskózního lepidla

V této práci bude řešena problematika uzavírání ran konkrétně vysokoviskózním 2-oktyl-kyanakrylátovým tkáňovým lepidlem. Toto lepidlo bylo ve Spojených Státech oficiálně schváleno k uzavírání ran. Jeho používání schválila v srpnu roku 1998 instituce FDA.

Lepidlo je dodáváno v různých baleních. Vždy však sterilní a v tekuté formě. Většinou je lepidlo v malých ampulkách, avšak může být také nanášeno pomocí speciálního pera.

Po nanesení lepidla v tekutém stavu na ránu lepidlo polymerizuje a utvoří se tak tuhý, ale po určitou dobu tvárný povlak. Povlak pronikne do rány a spojí okraje rány. K tomu,

aby lepidlo úplně ztuhlo, je zapotřebí zhruba 3 – 5 minut. Povlak je potom dostatečně vodě odolný, takže se pacient může bez problémů sprchovat. Po 5 – 10 dnech se povlak sám sloupne. Takto vypadá nanášení lepidla jen obecně. V průběhu nanášení je však důležité striktně dodržovat postup. Samotná rána totiž musí být například před nanášením lepidla správně očištěna.

O tom, že lepidlo je velice vhodný nástroj k uzavírání ran, svědčí také průzkum, který porovnával právě zmiňované vysokoviskózní lepidlo s ostatními komerčně dostupnými metodami uzavírání ran (sutura, lepicí pásky, staplery). Tento průzkum přinesl velice příznivé výsledky ve prospěch lepidla a shrnutí je uvedeno v následujících bodech:

- Úroveň efektivity a bezpečnosti uzavírání ran byla srovnatelná s ostatními metodami
- Důležitým aspektem je kosmetický výsledek, který je v případě sutury hodně závislý na zkušenostech operátora. V případě lepení tomu tak nebylo.
- Případů proniknutí infekce do rány bylo v případě použití lepidla méně než u ostatních metod
- Pro zalepení rány není potřeba znát speciální postupy jako v případě sutury či staplerů
- Oproti sutuře je proces uzavření daleko rychlejší a méně bolestivější. Navíc odpadá nutnost vytahování stehů

Podle zmíněných kritérií dopadl tento průzkum pro tkáňové lepidlo velice příznivě. Na co se však průzkum nezaměřoval, je odolnost vůči napětí v tahu. Ta je podle dosud známých testů malá a právě určení odolnosti proti tahovému napětí bude jedním z cílů této práce.

1.2.3. Staplery

Uzavírání řezných nebo tržných ran, popř. chirurgických řezů pomocí staplerů je lékařům dostupné už zhruba 100 let. Uvažujeme-li nad staplerem, lze říci, že jde o „sešívačku“. Jde ale o velice propracované zařízení, použitelné k mnoha typům operací. Staplery se dělí do těchto kategorií:

1. Podle počtu použití:

- Staplery na jedno použití – jsou vyrobeny z plastu, používají se většinou k sešívání kůže. Dodávají se ve sterilním obalu a s různým počtem svorek podle potřeby pacienta. Po použití se vyhodí.
- Staplery na více použití – jsou vyrobeny z nerezové oceli. Používají se pro složitější chirurgické zákroky. Stejně jako jednorázové staplery musí být dodávány ve sterilním obalu, ale po zákroku se znovu sterilizují, naplní novými svorkami a jsou připraveny k opětovnému použití.

Náplň pro staplery je většinou vyrobena z titanu nebo nerezové oceli. Nerezová ocel je použita v případě méně důležitých zákroků jako např. šití kůže. Pro vnitřní chirurgický zákrok se používá titanová náplň, protože zaručuje menší pravděpodobnost negativní reakce imunitního systému. Navíc nedochází k interferenci na magnetické rezonanci (MRI), protože titan je neželezný materiál. Oba zmíněné materiály jsou samozřejmě tělem neabsorbovatelné. V poslední době se však objevují materiály, které tělo dokáže vstřebat. Jde o stejný materiál jako je v případě absorbovatelných stehů při sutuře.

Nevýhoda titanových svorek je, že nejsou vyrobeny z čistého titanu, ale obsahují i nikl. Pacientům, kteří jsou na nikl alergičtí, může vzniknout po použití titanových svorek alergická reakce. Použití svorek vyžaduje konzultaci s lékařem.

2. Podle dráhy sešívání:

- Kruhové (cirkulární) staplery – vyrábí se ve dvou variantách a to s přímým tělem nebo zakřiveným tělem (viz obr. 14, 15). Kruhové staplery se používají např. k anastomóze (propojení dutých orgánů lidského těla), operaci obezity nebo operaci konečníku. Staplery jsou dostupné v různých průměrech a velikostech sponek, přesně podle potřeb pacienta



Obr. 14 Přímý kruhový stapler



Obr. 15 Zakřivený kruhový stapler

- Lineární staplery – jsou využívány např. k operacím v břišní nebo hrudní oblasti. Hovoří se o spojování orgánů nebo tkání. Velikosti, v jakých se staplery prodávají, se pohybují od 30 do 90 mm.



Obr. 16 Lineární stapler

Mezi lineární staplery (viz obr. č. 16) patří lineární stapler s nožem, které se používají k resekci – umí zároveň řezat a sešívát. Existují i staplery na kůži, které umožňují rychlé sešití po operacích. Tyto staplery se používají společně se speciálním odstraňovačem svorek.

Staplery se v minulosti objevili z důvodu nedůvěry v klasické šití. Dnes umožňují na operačních sálech zavírat rány mnohem rychleji a přesněji.

2. Kůže

Kůže (lat. cutis) je tělní povrch obratlovců. Pokrývá tělo a odděluje tak vnitřní prostředí organismu od vnějšího prostředí. U většiny savců je z větší části pokryta ochlupením. Plocha kůže u dospělého člověka dosahuje 1,6 až 1,8 m², a to z ní dělá největší orgán lidského těla. Hmotnost kůže představuje 7% celkové tělesné hmotnosti. Na lidskou hlavu a krk u běžného zdravého člověka připadá přibližně 11 % kůže, na trup 30 %, na horní končetiny 23 % a na dolní končetiny asi 36 % celého povrchu kůže. Tloušťka lidské kůže se mění od 0,4 do 4 mm (záda). Nejtenčí kůže člověka je na očích víčkách, penisu a také na vlasové části hlavy[4].

2.1. Funkce kůže

Kůže plní mnoho funkcí:

- Ochranná funkce – chrání tělo před vlivem vnějšího prostředí, jako jsou např. škodlivé látky, mikroorganismy nebo UV záření.
- Smyslové funkce – kůže obsahuje řadu receptorů, které reagují na podněty jako teplo, chlad, tlak nebo poranění.
- Termoregulace – kůže pomáhá udržovat stálou tělesnou teplotu. Reguluje rozšiřování nebo smršťování kožních cév. Krev potom proudí rychleji nebo pomaleji a tím se reguluje výdej tepla.
- Skladovací funkce – v podkožním vazivu se skladuje tuk. Ten má také izolační funkci. Kůže také skladuje vitaminy rozpustné v tucích.
- Vylučovací funkce – kůže vylučuje chemické látky z těla. To je zajištěno mazovými a potními žlázami, jejichž sekrety kůži ochraňují.
- Resorpční funkce – do těla lze vpravit přes kůži pouze látky rozpustné v tucích (léky v podobě mastí). Přes kůži lze také absorbovat dýchací plyny. Poškozená kůže má mnohem větší resorpční schopnosti než kůže zdravá, proto vzniká větší riziko vzniku infekce.

- Estetická funkce – při červenaní je možné uhodnout psychické rozpoložení člověka.[4]

2.2. Měření deformace kůže

V případě měření mechanických vlastností kůže nelze použít klasická kontaktní metoda (jako např. u oceli měření pomocí tenzometrů). Využít lze např. metody digitální korelace obrazu. Tato metoda se používá pro určení polohy, posuvů a deformací na povrchu objektů. Hlavní myšlenka je v porovnávání obrazu povrchu objektu před a po deformaci. Analyzovaná oblast je rozdělena do podobrazců (je vytvořena síť). Na tomto podobrazci se zaznamenává rozložení barvy v odstínech šedi tak, aby bylo možno zjistit relativní polohu jednoho bodu na dvou různých obrazech. Jak lze vidět na obr. 17, bod P před deformací se mění na bod P* po deformaci. Stejně tak se mění jeho souřadnice. Funkční předpis mezi souřadnicemi bodu P před a po deformaci je:

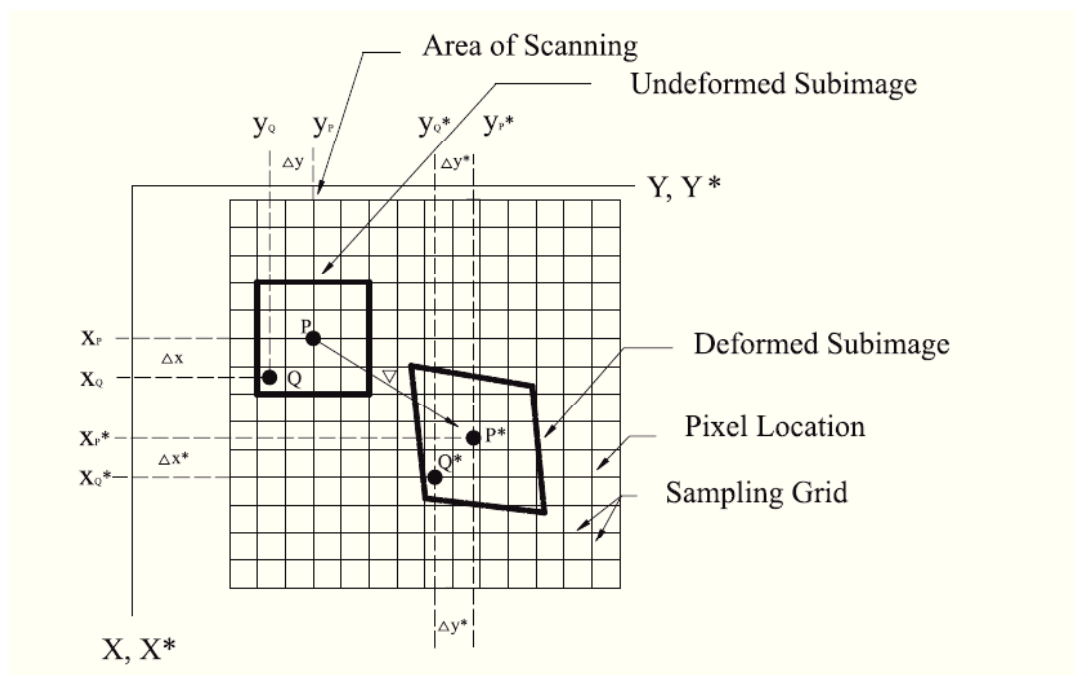
$$\begin{aligned}x^* &= x + u(x, y) \\ y^* &= y + v(x, y).\end{aligned}\quad [6]$$

Za předpokladu, že nedeformovaný podobrazec je A a deformovaný podobrazec je B, je cílem najít korelační koeficient, který by definoval vztah mezi podobrazci A a B.

Korelační koeficient je možno vyjádřit takto:

$$COF = \frac{\sum g_{ij} \tilde{g}_{ij}}{\sqrt{\sum g_{ij}^2 \cdot \sum \tilde{g}_{ij}^2}}\quad [6]$$

Kde g_{ij} a \tilde{g}_{ij} představují stupeň odstínu šedi podobrazce A a podobrazce B. V případě, že podobrazec B je úplně stejný jako podobrazec A, bude koeficient nabývat hodnoty 1.



Obr. 17 Transformace bodu P do bodu P*

Podobným způsobem byl proveden i experiment s kůží. Na každý vzorek byly nakresleny kolem rány tečky černým fixem. Digitálním fotoaparátem byl sledován jejich pohyb a následně vypočítána deformace. Podrobně bude experiment popsán v další části této práce.

3. Experimentální část

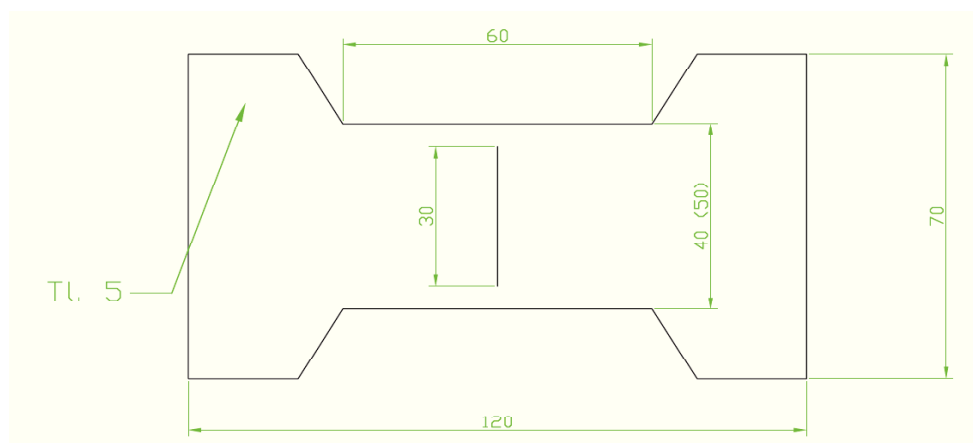
3.1. Podmínky a metodika experimentu

V experimentální části byly provedeny dvě samostatné řady měření. Měření probíhalo za těchto podmínek:

- Testovací vzorky byly z vepřové kůže
- Rychlost natahování vzorku byla konstantní
- Měření probíhalo při pokojové teplotě, tedy cca 22 °C.

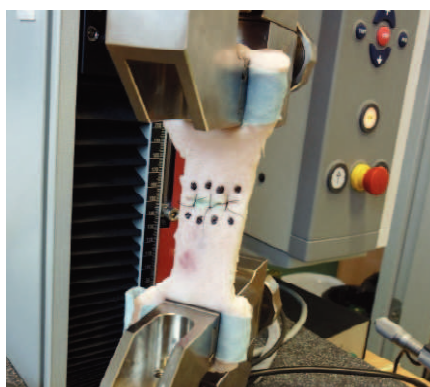
Hlavní rozdíl mezi první a druhou řadou měření byl v charakteru rány, která byla simulována. V první řadě byla rána pouze povrchová, kdežto ve druhé šlo o ránu hloubkovou – skrz celou tloušťku vzorku.

V první řadě byly použity celkem tři vzorky kůže, přičemž dva z nich byly sešité a jeden lepený. Ve druhé řadě byly dva vzorky sešité a dva vzorky lepené. Pro šití byl použit atraumatický návlék s označením EP 1,5 – USP 4/0, DR 15 (značení atraumatických návléků viz kapitola 1.2.1 Šití). Pro lepení bylo použito 2 – oktyl – kyanakrylátové vysokoviskózní tkáňové lepidlo Dermabond™. Rozměry vzorku jsou na obrázku č. 18.



Obr. 18 Rozměry vzorku kůže v milimetrech

Před každým měření byly na vzorek kůže kolem rány nakresleny černým fixem body. Vzorek kůže byl poté uchycen mezi čelisti stroje pro tahovou zkoušku (viz obr. č. 19). Pohybem čelistí směrem od sebe byl vzorek kůže natahován a pomocí fotoaparátu byl zaznamenáván pohyb bodů kolem rány. Rychlost snímání pohybu byla zhruba 3 snímky za sekundu. Snímky byly po ukončení měření zpracovány programem Matlab. Pomocí algoritmu pro digitální korelaci obrazu byly výsledky převedeny na závislost poměrné deformace na působící síle.

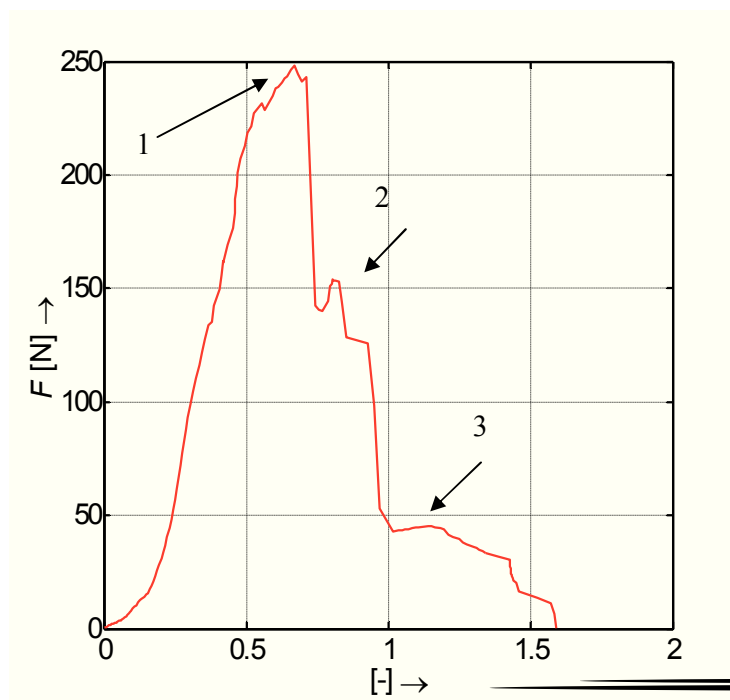


Obr. 19 Uchycení zkušebního vzorku mezi čelisti

3.2. Výsledky první řady měření

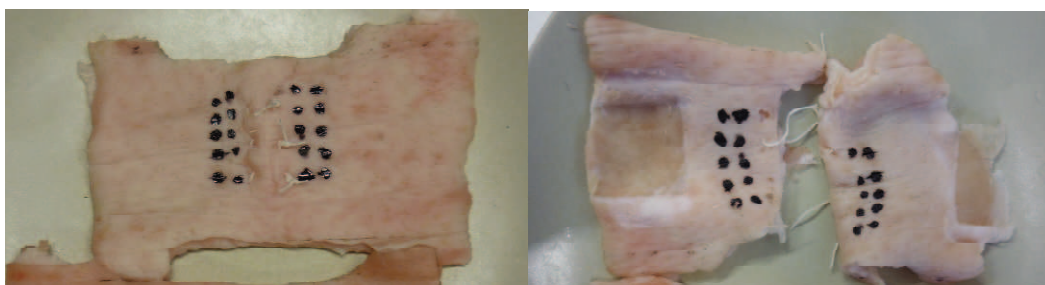
3.2.1. Šitý vzorek č. 1

Výsledky prvního vzorku spojeného šitím jsou na obrázku č. 20. Vzorek měl povrchovou ránu a byl sešitý třemi samostatnými stehy.



Obr. 20 Šitý vzorek č. 1, povrchová rána

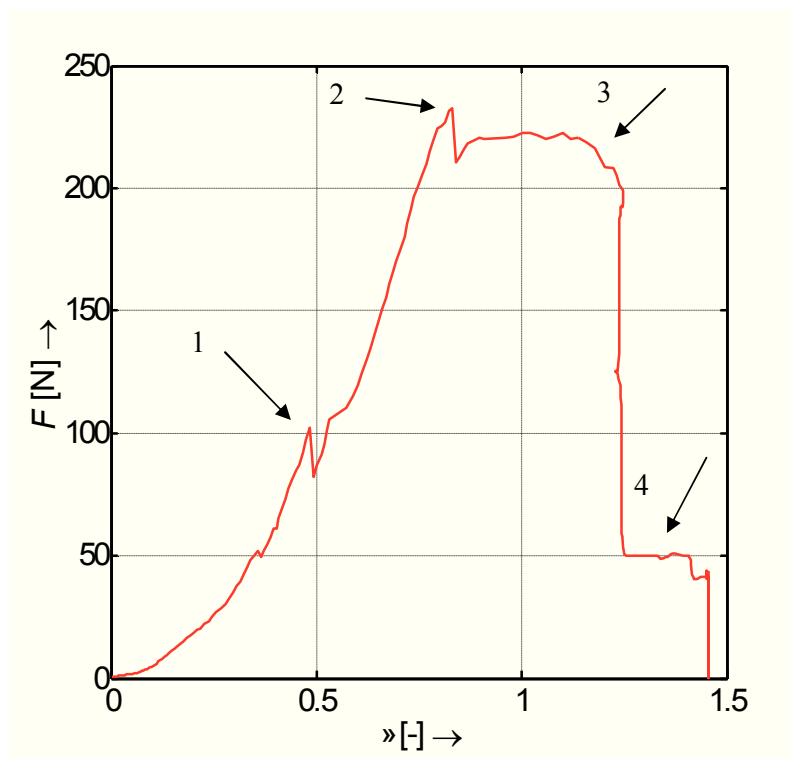
Z grafu je patrný růst působící síly na zhruba 250 N (místo č. 1), poté přichází prudký pokles na 150 N, který byl způsoben prasknutím prvního stehu. Dále mírný vzestup (místo č. 2), který ale následoval další propad kvůli prasknutí druhého stehu a třetí steh praskl hned vzápětí a spoj ztratil veškerou svou pevnost (místo č. 3).



Obr. 21 Vzorek před měřením (vlevo) a po přetržení (vpravo)

3.2.2. Šitý vzorek č. 2

Výsledky druhého vzorku spojeného šitím jsou na obrázku č. 22. Vzorek měl povrchovou ránu a byl sešitý třemi samostatnými stehy stejně jako v předchozím případě.



Obr. 22 Šitý vzorek č. 2, povrchová rána

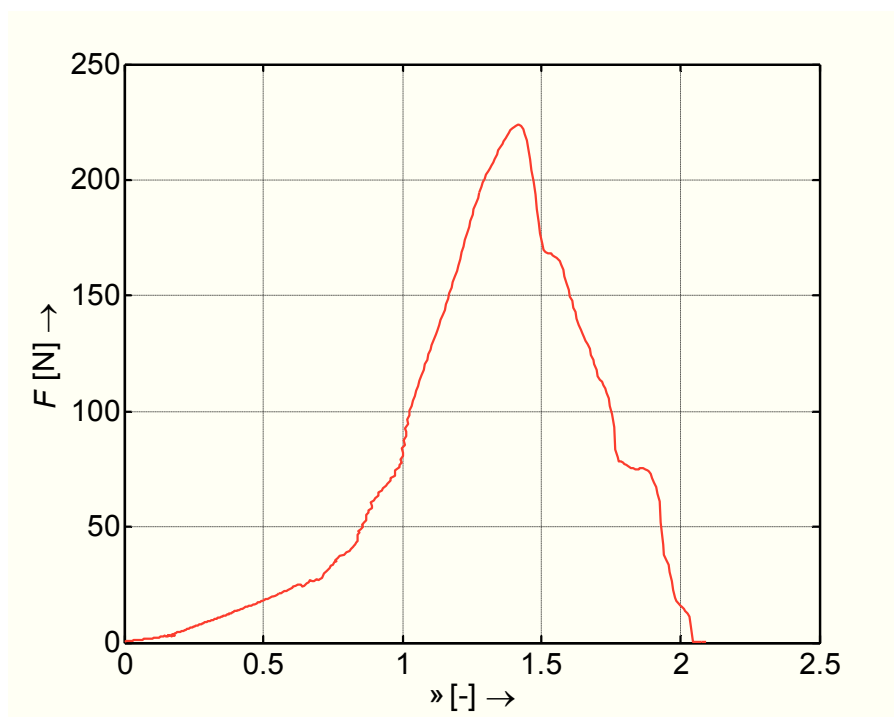
Z grafu je patrné, že první steh praskl již při síle 100 N (místo č. 1). Poté stehy udržely sílu zhruba 230 N, při které praskl druhý steh (místo č. 2). Třetí steh následoval o chvíli později (místo č. 3). Řez nebyl proveden od kraje ke kraji, díky tomu v místě č. 4 je vidět, že okraje kolem řezu měly tendenci sílu ještě udržet.



Obr. 23 Vzorek před měřením (vlevo) a po přetržení (vpravo)

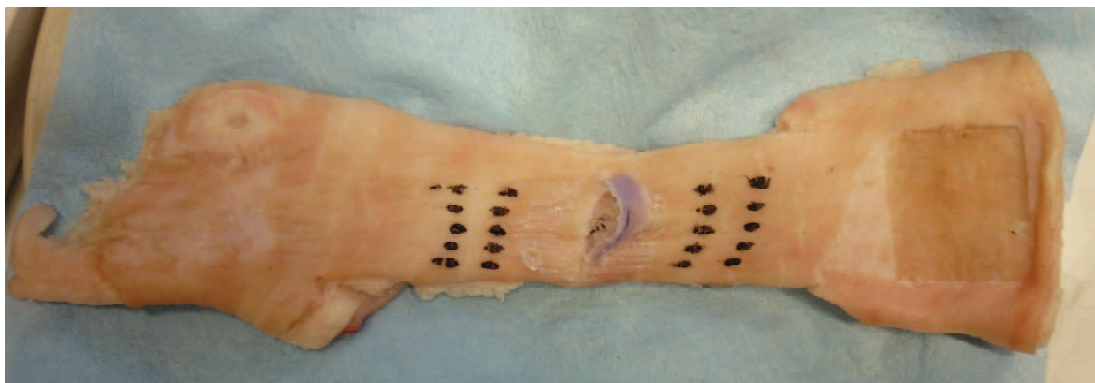
3.2.3. Lepený vzorek č. 1

Výsledky měření lepeného vzorku jsou na obrázku č. 24. Na spoj byla použita jedna ampulka tkáňového lepidla o objemu 0,36 ml.



Obr. 24 Lepený vzorek č. 1, povrchová rána

Průběh síly je oproti šitému spoji pozvolnější. Tento průběh je dán souvislou tvrdou vrstvou, kterou lepidlo při zatuhnutí vytvoří. Z grafu je patrné, že maximální síla, kterou spoj udržel, byla zhruba 220 N. Dále dochází k poklesu, který je stejně jako u šitého spoje mírně brzděný okrajem kolem rány.

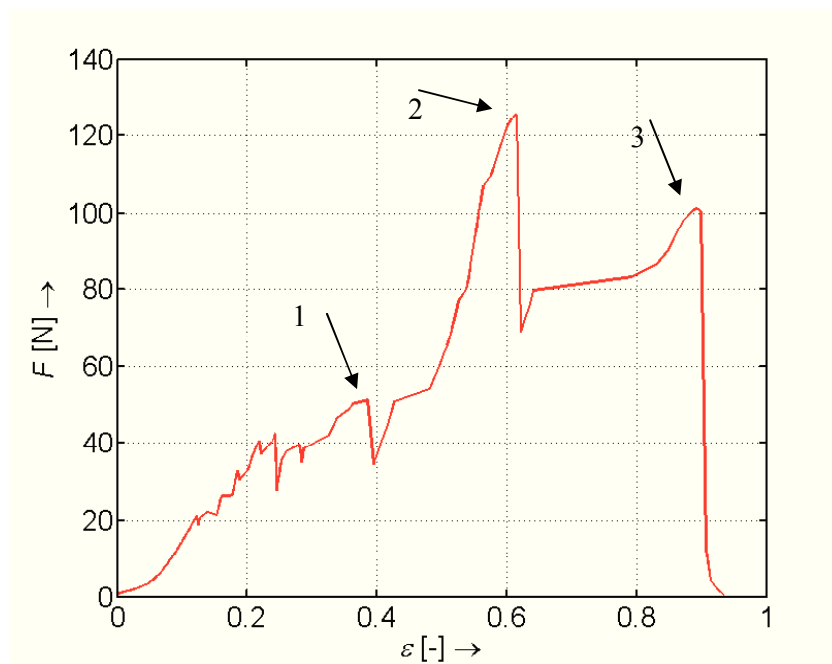


Obr. 25 Vzorek po uvolnění povrchové vrstvy lepidla

3.3. Výsledky druhé řady měření

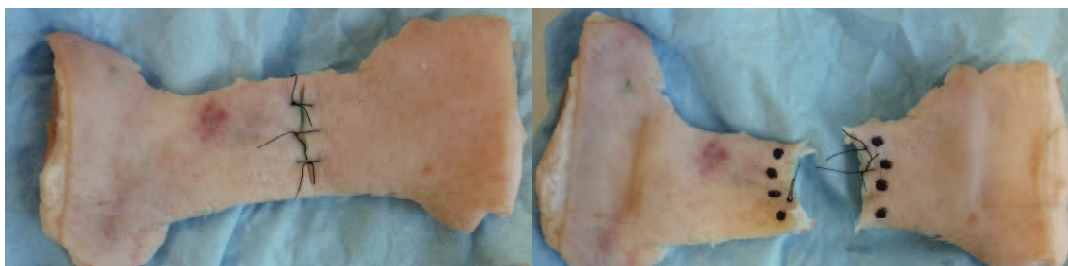
3.3.1. Šitý vzorek č. 1

Výsledky měření šitého vzorku kůže jsou na obrázku č. 26. Rána byla spojena třemi stehy.



Obr. 26 Šitý vzorek č. 1, rána skrz celou tloušťku

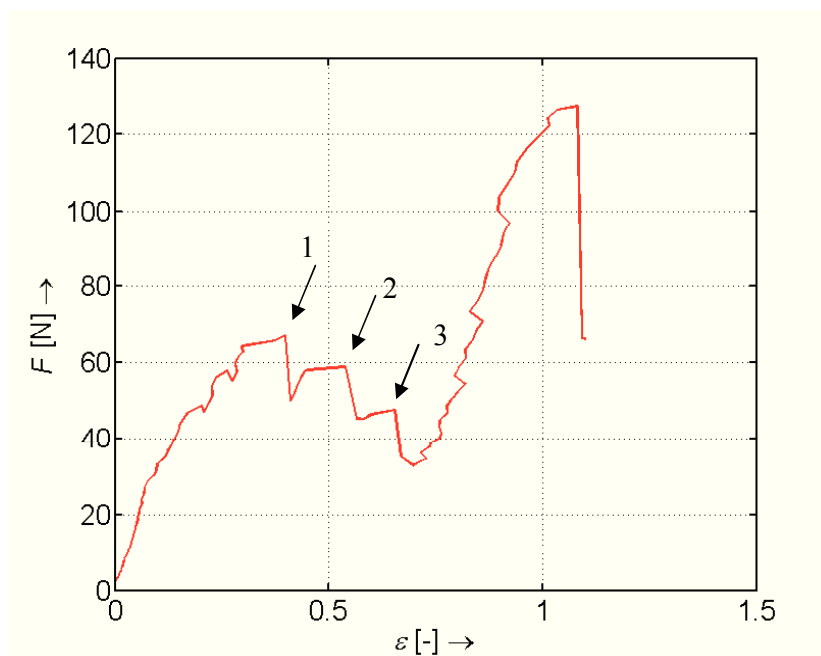
V tomto případě je vidět, že první steh praskl už při síle 50 N (místo č. 1). Následoval vzestup až na necelých 130 N, kdy praskl druhý steh (místo č. 2) a třetí steh s pomocí neprořezaných okrajů kolem rány vydržel do síly 100 N. Počáteční vzestup je oproti předchozím měřením více kostrbatý. To bylo způsobeno prořezáváním nitě skrz kůži, protože rána byla přes celou tloušťku vzorku. Navíc vzorek v tomto případě vydržel jen poloviční sílu, než v předchozím případě s povrchovou ránou.



Obr. 27 Sešitý vzorek před měřením (vlevo), vzorek po roztržení (vpravo)

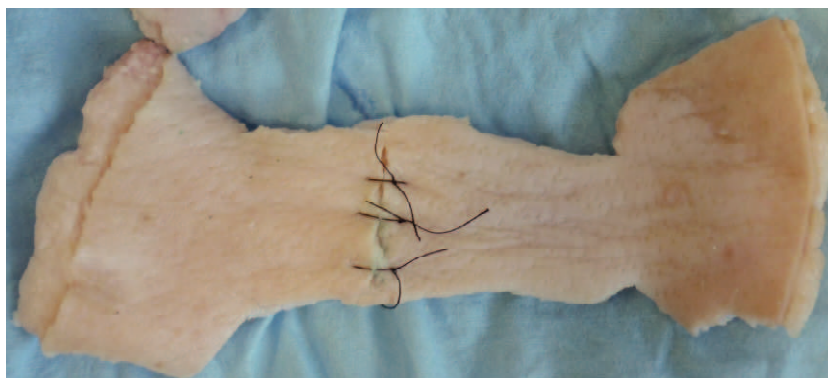
3.3.2. Šitý vzorek č. 2

Výsledky druhého měření sešitého vzorku jsou na obrázku č. 28. Zkušební vzorek byl sešitý třemi stehy.



Obr. 28 Šitý vzorek č. 2, rána skrz celou tloušťku

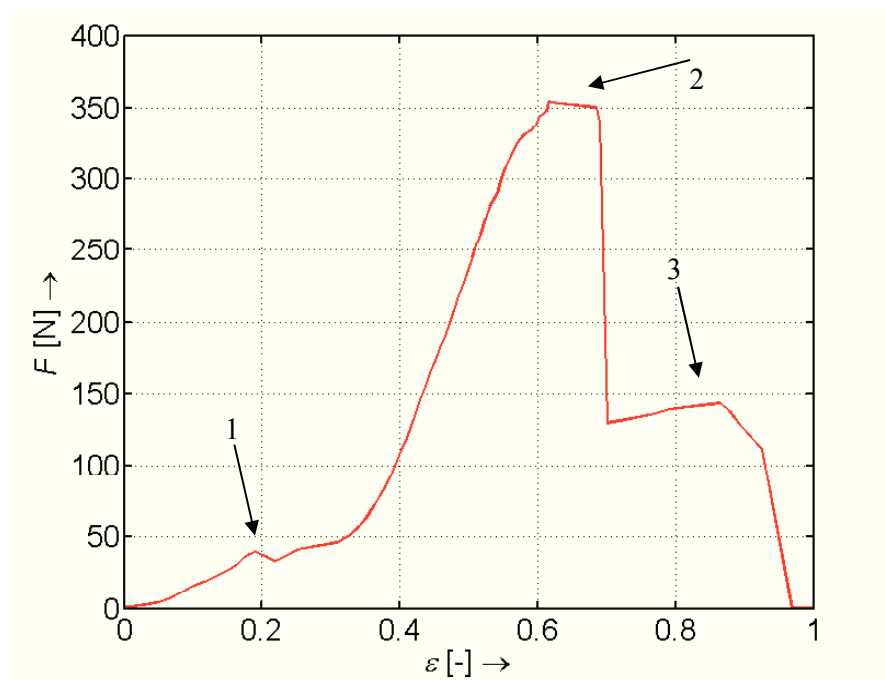
Z grafu je patrné rychlé popraskání všech tří stehů těsně za sebou (místa č. 1, 2 a 3). Závěrečné stoupání je způsobeno pouze neprořezanými okraji kolem rány, stehy v této chvíli již neplnili žádnou funkci.



Obr. 29 Sešitý vzorek před měřením

3.3.3. Lepený vzorek č. 1

Výsledky lepeného vzorku jsou na obrázku č. 30. Rána byla zalepena jednou ampulkou tkáňového lepidla o objemu 0,36 ml.

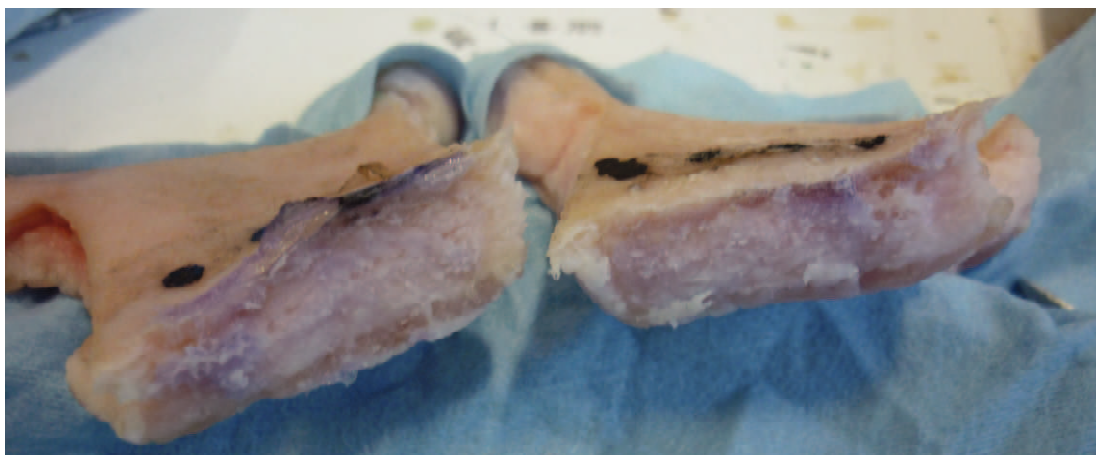


Obr. 30 Lepený vzorek č. 1, rána skrz celou tloušťku

Ačkoli to vypadá, že lepidlo vydrželo sílu 350 N, není to pravda. Hned v místě č. 1, které je v grafu zobrazeno jako nepatrný pokles, došlo k uvolnění ztuhlé vrstvy lepidla a následnému otevření rány. Dlouhý růst byl realizován opět díky neprořezaným okrajům okolo rány. V místě prudkého poklesu došlo k přetržení jednoho okraje (místo č. 2) a následovalo přetržení druhého okraje (místo č. 3).



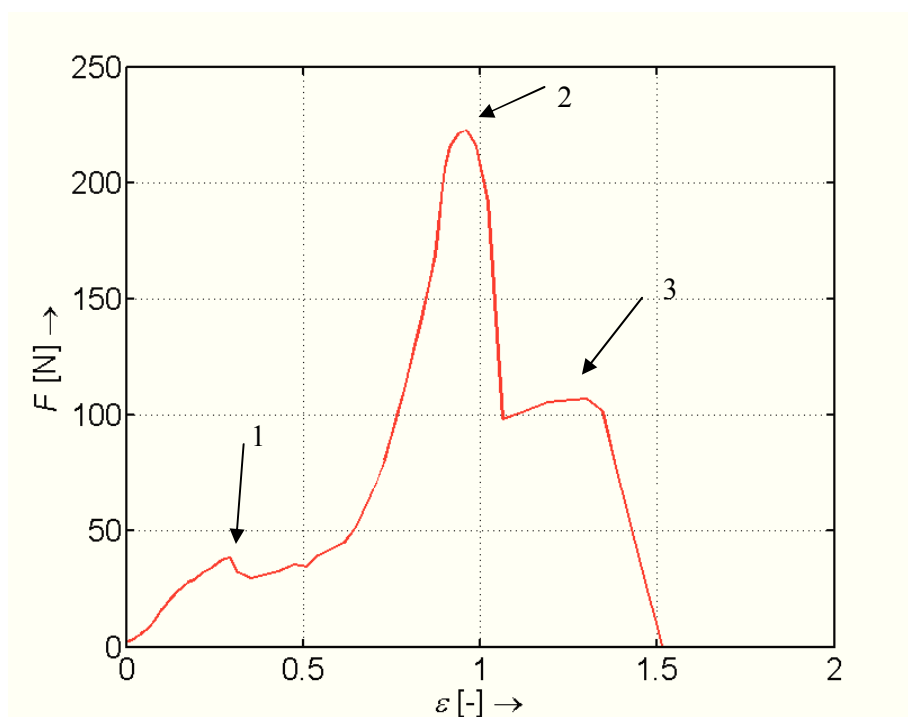
Obr. 31 Slepený vzorek před měřením



Obr. 32 Lepený vzorek po přetržení

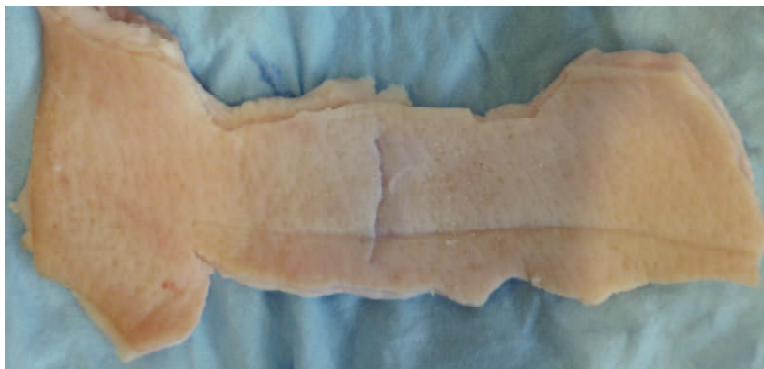
3.3.4. Lepený vzorek č. 2

Výsledky posledního lepeného vzorku jsou na obrázku č. 33. Na spoj byla použita jedna ampulka tkáňového lepidla o objemu 0,36 ml.



Obr. 33 Lepený vzorek č. 2, rána skrz celou tloušťku

Průběh měření byl velice podobný tomu předchozímu. Vrstva lepidla se uvolnila hned na začátku (místo č. 1). Další stoupání bylo způsobeno pouze neprořezanými okraji kolem rány. V místě č. 2 a 3 potom kraje postupně praskají a spoj byl tak definitivně zničen. Na obrázcích č. 34 a 35 jsou vidět vzorky slepené kůže před měření a po měření.



Obr. 34 Lepený vzorek před měřením



Obr. 35 Lepený vzorek po přetržení

3.4. Zhodnocení experimentu

Z provedených měření je patrné, že povrchová rána jednoznačně odolá vyšším silám a dochází zde k většímu poměrnému prodloužení než v případě rány skrz všechny kožní vrstvy. Samostatné použití lepidla v případě hloubkové rány je zcela nevhodné, což bylo potvrzeno u obou zkušebních vzorků. K přetržení docházelo téměř hned po zatížení. Pokud k takovému uzavírání rány dochází v praxi, je nejprve spodní vrstva sešita vstřebatelným vláknem a následně je vrchní část rány zacelena lepidlem. Jen tak je dosaženo kvalitního spoje.

Poměrně velká chyba měření vznikala kvůli neprořezaným okrajům kolem rány. Ve všech provedených měřeních docházelo ke zkreslení výsledků. V případě lepených spojů bylo zkreslení mnohem větší, než u spojů sešitých, což je vidět na posledních dvou grafech. Pro reálnější výsledky bych doporučoval měření opakovat se vzorky, které budou rozříznuty po celé šířce a následně spojeny lepidlem nebo vláknem. Tímto způsobem lze daleko přesněji zachytit okamžik, kdy spoj ztratí veškerou svou pevnost, a obě části se od sebe oddělí. V neposlední řadě zde hraje roli i tloušťka podkožního tuku u každého vzorku, která má vliv na únosnost spoje.

4. MKP výpočty

4.1. Simulace sešitého spoje

Simulace sešitého spoje metodou konečných prvků je nad rámec bakalářského projektu, a proto v této práci nebude provedena. Jednou z variant řešení tohoto problému by teoreticky spočívalo v nahrazení vláken pružinkami. Tuhost těchto pružinek by odpovídala materiálovým vlastnostem šicího vlákna. Výsledkem by pak byla distribuce sil působících ve vláknech.

Při působení tahové síly během experimentu sešitý spoj ztrácí svou pevnost dvěma způsoby. V prvním případě se vlákno nadměrnou silou přetrhlo. Ve druhém případě byl spoj oslaben kvůli prořezávání vlákna skrz kůži. Mnohem zajímavější než distribuce sil ve vláknech by proto byla simulace prořezávání vláken skrz kůži. Taková simulace vyžaduje hlubší znalost problematiky MKP. Jsou zde však minimálně dva důležité faktory, abychom obdrželi výsledky blízké realitě. Jedním je tvorba sítě okolo průniku vlákna do kůže, kde musí být zvolena vhodná úroveň diskretizace. Druhým faktorem je správná volba materiálových vlastností kůže, jejíž hodnoty se v literatuře pohybují ve velkém rozpětí.

4.2. Simulace lepeného spoje

Nezbytnou součástí MKP výpočtů jsou materiálové vlastnosti. Pro základní statickou analýzu je potřeba znát modul pružnosti v tahu E a Poissonovu konstantu μ . Zjištění těchto dvou hodnot pro lidskou kůži a kolagenní lepidlo bylo velmi problematické. Hodnoty se buď pohybují ve velkém rozptylu nebo nejsou k dispozici vůbec.

Podle nejrozumnějších studií se hodnoty mechanických vlastností lidské kůže od sebe velmi liší např. v závislosti na stáří člověka, hydrataci kůže a mnoha dalších faktorech. Hodnoty jsou také odlišné pro jednotlivé vrstvy kůže. Podle [6] byl zjištěn modul pružnosti 129 ± 88 kPa. Na základě [7] se hodnoty modulu pružnosti pro různé vrstvy kůže pohybují zhruba od 100 do 300 kPa. Jediná hodnota Poissonovy konstanty, kterou bylo možné zjistit, byla pro rakovinnou kůži a podle [8] leží v rozmezí $0,43 \pm 0,15$.

V případě lepidla bylo zjištění materiálových vlastností ještě obtížnější. Výrobce tyto hodnoty neuchovává a jediná hodnota, kterou se podařilo zjistit je modul pružnosti, který je podle [9] v rozmezí od 15 do 120 kPa. Tato hodnota se však váže na hydrogely

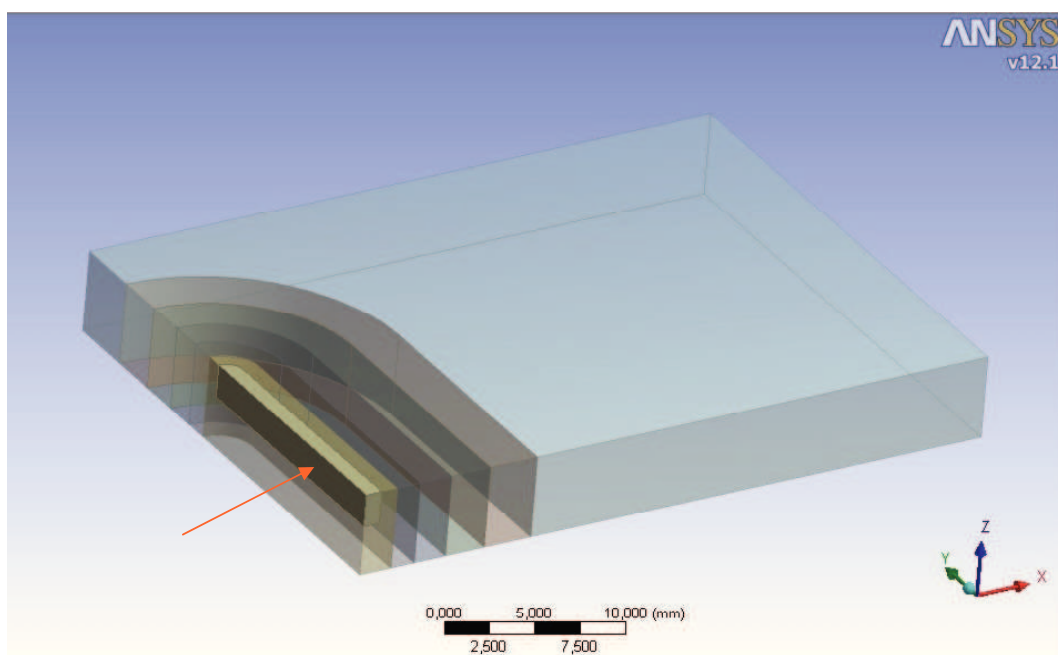
s podobnou strukturou jako fibrinová lepidla, proto je potřeba zvážit, zda je tento údaj relevantní pro kyanakrylátová lepidla.

Vzhledem ke zmíněným potížím s vyhledáním správných hodnot materiálových vlastností byla MKP analýza zaměřena pouze na určení přibližné hodnoty modulu pružnosti E pro kůži. Tato hodnota byla stanovena na základě provedeného experimentu. Z každého experimentu je totiž patrná síla, kterou byl vzorek zatěžován a poměrné prodloužení, které touto silou bylo způsobeno. Byly vytvořeny celkem dva modely tak, aby odpovídaly provedeným experimentům. Jeden model představoval vzorek kůže s povrchovou ránou a druhý model s ránou hlubokou.

4.3. Vzorek s povrchovou ránou

4.3.1. Tvorba modelu

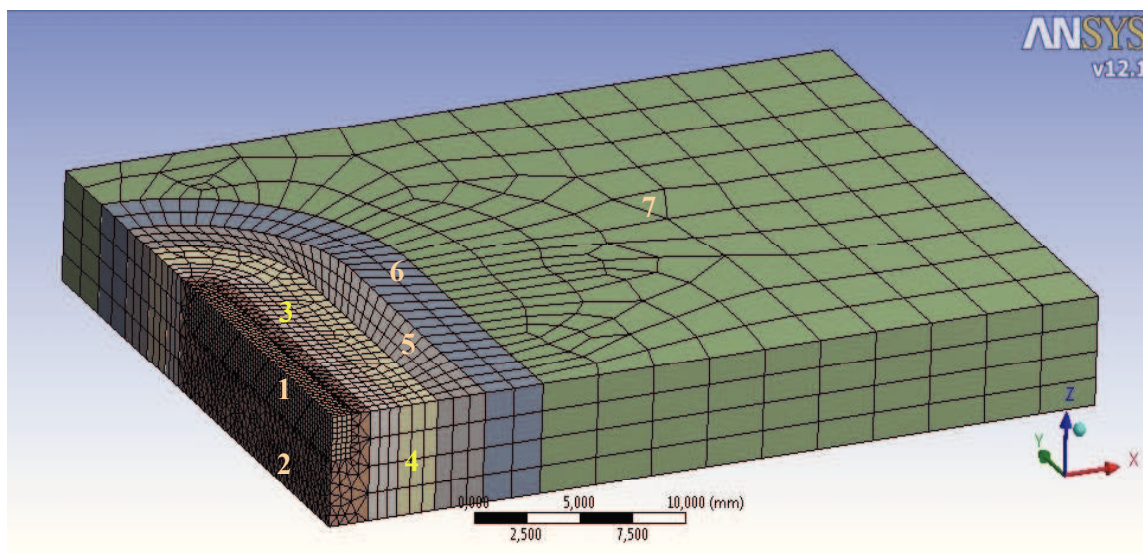
Rozměry modelu jsou stejné jako v případě experimentu (viz obrázek č. 18). Vzorek je dvakrát symetrický, proto je modelována jen jedna čtvrtina vzorku. Model je zobrazen na obrázku č. 36. Šipkou je znázorněn solid, který představuje ránu vyplněnou lepidlem. Rána má šířku 2 mm a hluboká je také 2 mm. Zbýlá část modelu představuje kůži. Solid je rozřezán kvůli kvalitnější možnosti diskretizaci této klíčové oblasti. Pro jednotlivé solidy je tak možné nastavit různé velikosti elementu.



Obr. 36 Model vzorku kůže

4.3.2. Diskretizace

Sít elementů byla vytvořena automaticky v prostředí programu ANSYS Workbench. Velikost elementů jednotlivých solidů byla však volena manuálně. Tímto bylo možno tvořit jemnější síť směrem k ráně a dosáhnout tak přesnějších výsledků zejména na rozhraní rány vyplněné lepidlem a okolí rány. Vytvořená síť je zobrazena na obrázku č. 37.



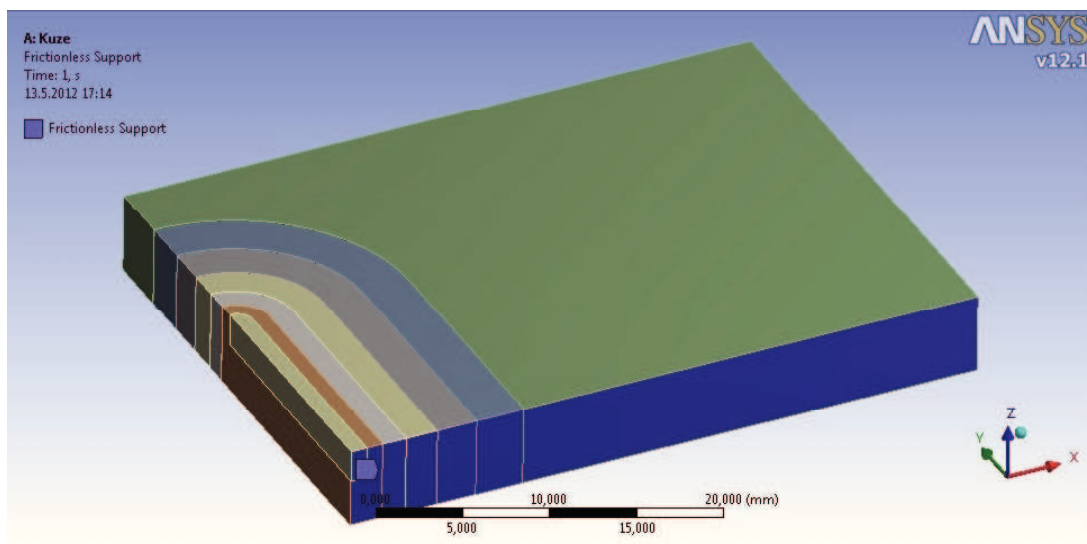
Obr. 37 Vytvořená síť

Velikosti elementů jednotlivých solidů podle označení pozic v obrázku jsou:

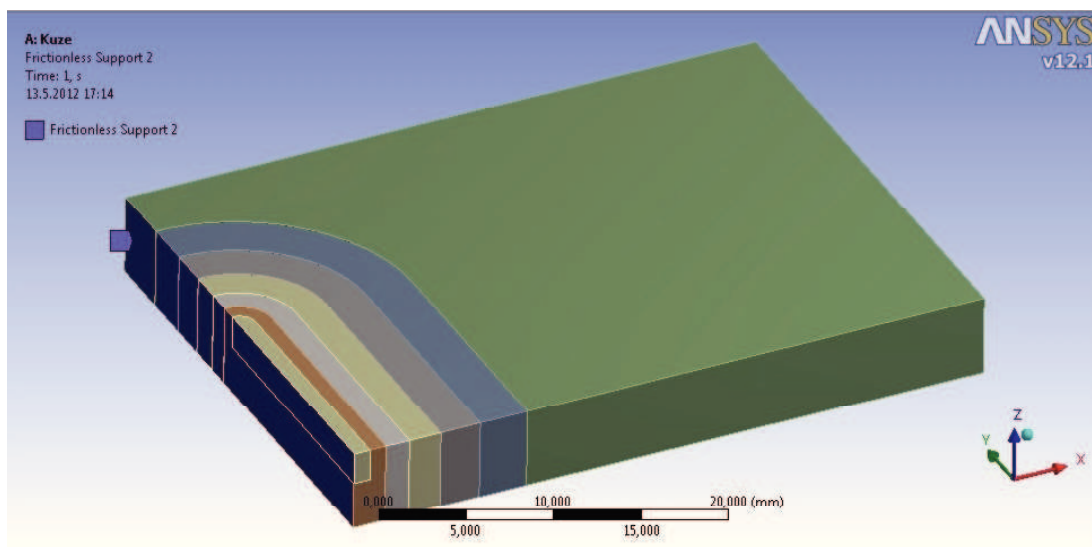
- Pozice č. 1 - 0,25 mm
- Pozice č. 2 - 0,5 mm
- Pozice č. 3 - 0,5 mm
- Pozice č. 4 - 0,8 mm
- Pozice č. 5 - 1,2 mm
- Pozice č. 6 - 1,8 mm
- Pozice č. 7 - 3 mm

4.3.3. Okrajové podmínky

Na model byla kvůli symetrii dvakrát aplikována vazba „Frictionless Support“. Tato vazba odebírá posuv ve směru normály k ploše, na kterou je aplikována. Vazba je zobrazena na obrázcích č. 38 a 39.

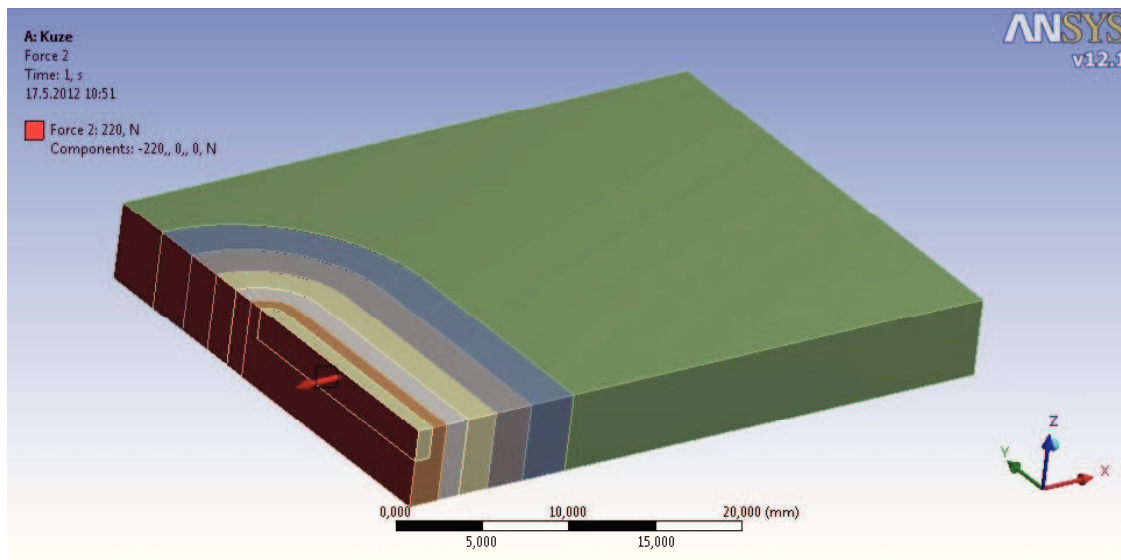


Obr. 38 Symetrie na podélné ose vzorku

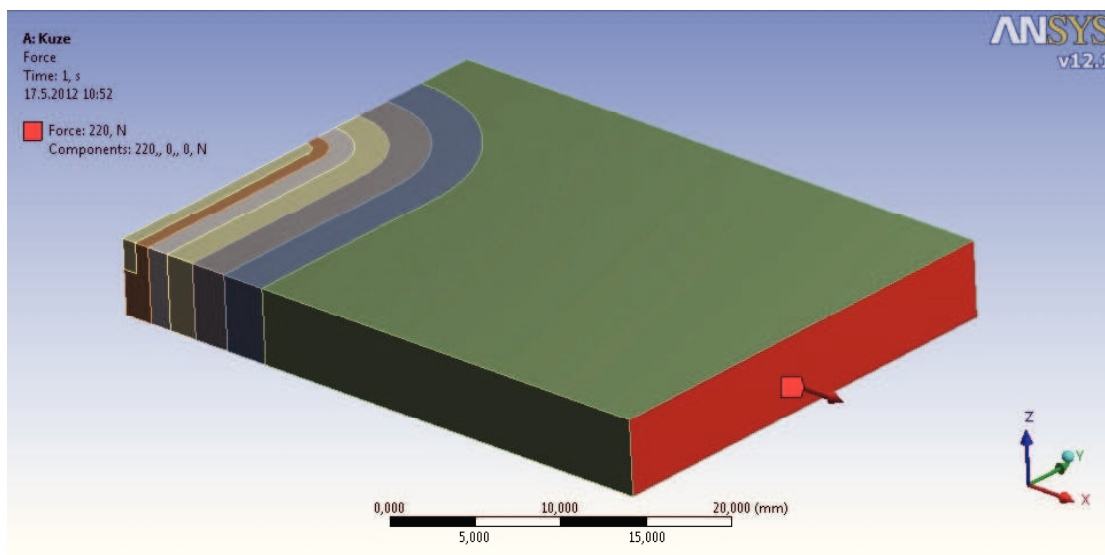


Obr. 39 Symetrie na příčné ose vzorku

Na model byla dále aplikována síla, při které došlo k přetržení (oddělení filmu lepidla od kůže), což podle obrázku č. 24 odpovídá hodnotě zhruba 220 N. Síla byla aplikována na oba konce pouze ve směru osy x, protože šlo o prostý tah. Obě síly jsou znázorněny na obrázcích č. 40 a 41.



Obr. 40 Aplikace silového zatížení



Obr. 41 Aplikace silového zatížení

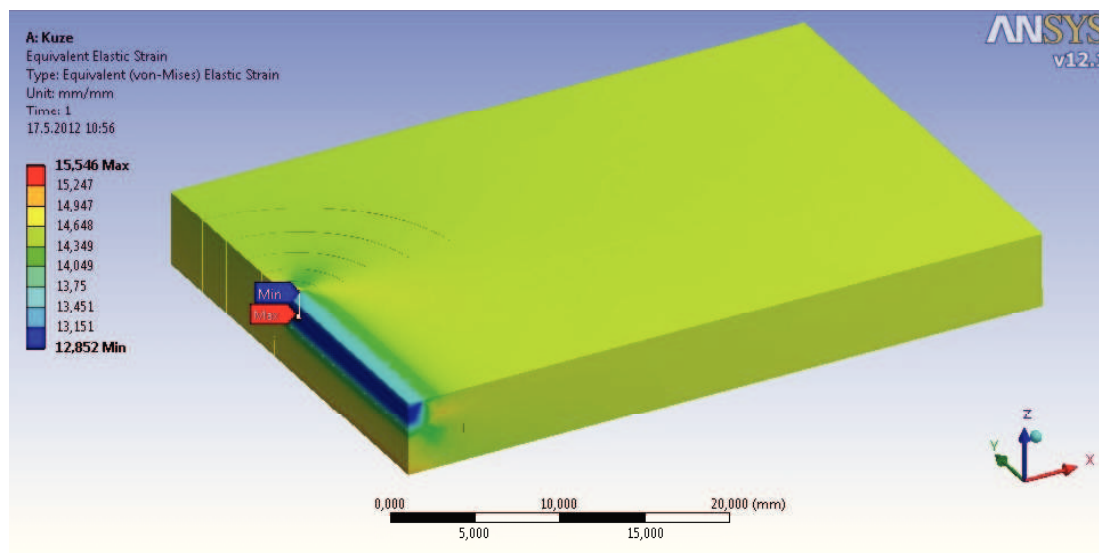
Při výpočtu bylo využito funkce „Weak Springs“, která zamezuje pohybu modelu v prostoru, pokud mu nebyly odebrány všechny stupně volnosti definovanými vazbami.

4.3.4. Výpočet

Podle obrázku č. 24 vzorek při experimentu praskl při síle zhruba 220 N a poměrná deformace ε v tomto okamžiku nabývala hodnoty zhruba 1,4 [-]. Cílem výpočtu bylo měnit modul pružnosti tak dlouho, dokud nebude dosaženo poměrné deformace 1,4 [-] při síle 220 N. Na základě [6], [7], [8] a [9] byly hodnoty materiálových vlastností pro počáteční výpočet zvoleny takto:

- Modul pružnosti pro kůži $E = 100 \text{ kPa}$
- Poissonova konstanta pro kůži $\mu = 0,43$
- Modul pružnosti pro lepidlo $E = 120 \text{ kPa}$
- Poissonova konstanta pro kůži $\mu = 0,4$

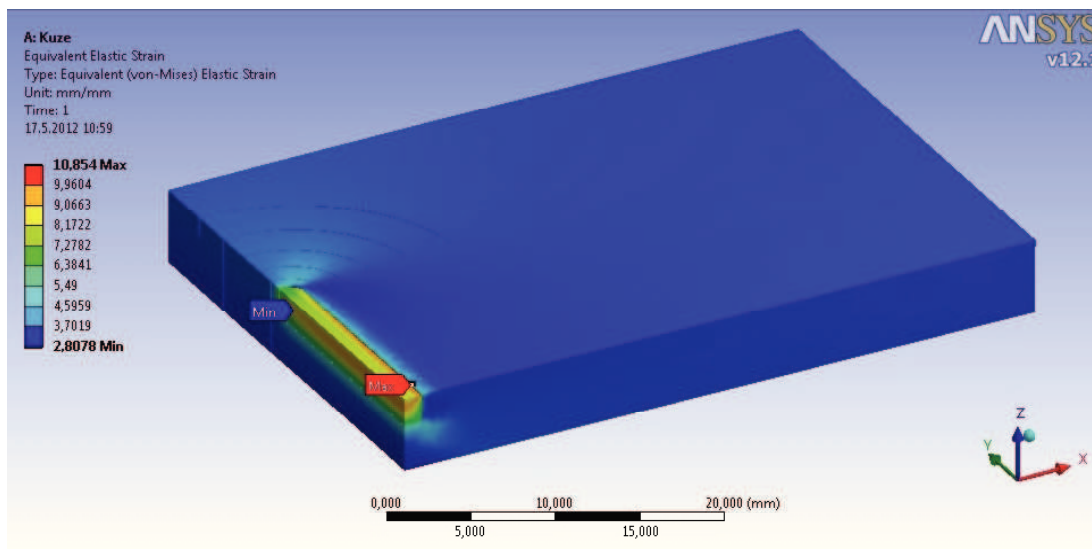
U modulu pružnosti lepidla bylo vycházeno z předpokladu, že lepidlo se bude deformovat méně než kůže, proto bude tato hodnota vyšší. Výsledky prvního výpočtu jsou zobrazeny na obrázku č. 42.



Obr. 42 Poměrná deformace ε při 1. výpočtu

Poměrná deformace ε po prvním výpočtu nabývala v okolí rány hodnoty zhruba 14,5[-]. Při druhém výpočtu proto byla hodnota modulu pružnosti kůže zvýšena na $E = 400 \text{ kPa}$ a výpočet proveden znovu. Všechny ostatní hodnoty byly ponechány beze změny.

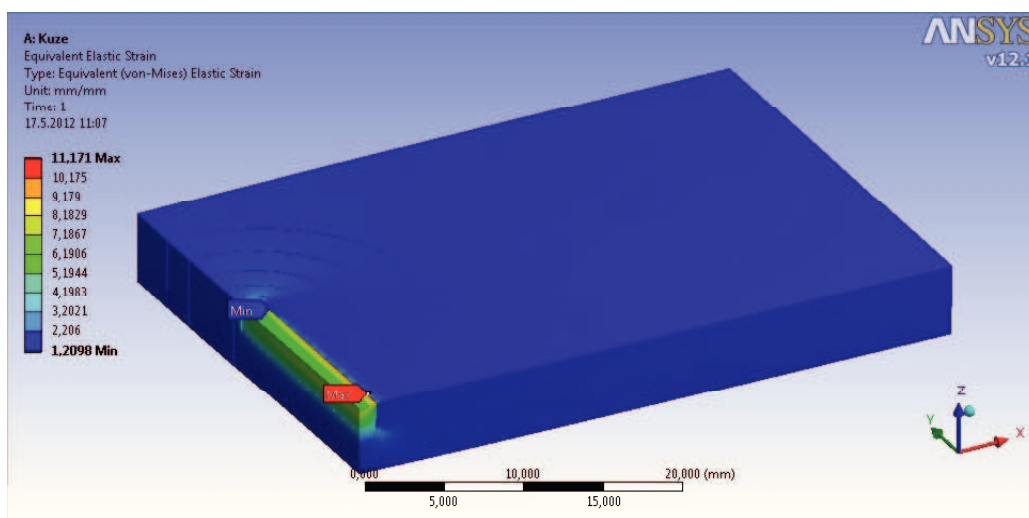
Výsledky druhého výpočtu jsou zobrazeny na obrázku č. 43.



Obr. 43 Poměrná deformace ε při 2. výpočtu

Poměrná deformace ε v okolí rány má po druhém výpočtu hodnotu zhruba 3,0 [-] a rapidně se tak přiblížila požadované hodnotě 1,4 [-]. Hodnota modulu pružnosti lepidla zůstala stejná jako při prvním výpočtu, což způsobilo, že lepidlo se deformovalo víc než kůže. Tato skutečnost sice odporuje původnímu předpokladu, ale z důvodu hledání modulu pružnosti pouze pro kůži, můžeme tento fakt zanedbat.

Bylo provedeno celkem osm výpočtů, z nichž ten na obrázku č. 44 považuji za vyhovující požadavkům.



Obr. 44 Výsledný výpočet

V místě okolo rány bylo dosaženo hodnoty poměrné deformace ε přibližně 1,4 [-]. Hodnota modulu pružnosti přitom byla nastavena na $E = 790 \text{ kPa}$. Tuto hodnotu můžeme orientačně považovat za modul pružnosti testované kůže.

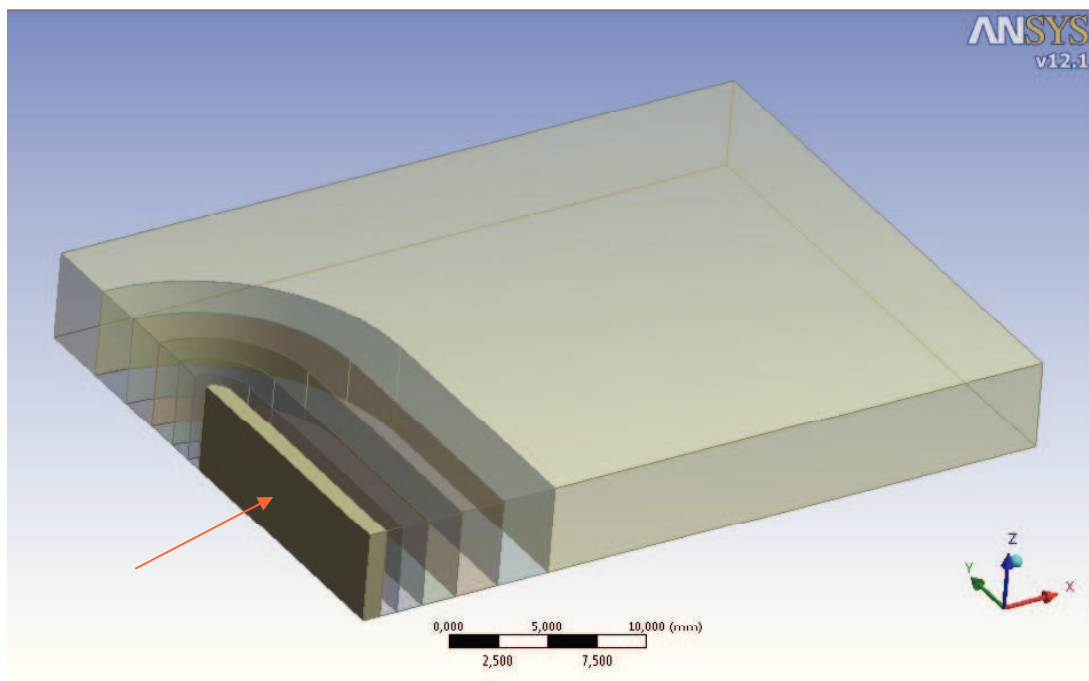
Ze známých hodnot můžeme také stanovit únosnost lepeného spoje vztaženou na centimetr jizvy. Jestliže vzorky kůže obsahovaly jizvu dlouhou 3 cm a k přetržení došlo při síle zhruba 220 N, pak únosnost lepeného spoje se pohybuje okolo 70 N na centimetr jizvy.

4.4. Vzorek s hloubkovou ránou

Modelování vzorku kůže s ránou skrz celou tloušťku je víceméně kontrolní. Slouží k ověření zjištěné hodnoty modulu pružnosti.

4.4.1. Tvorba modelu

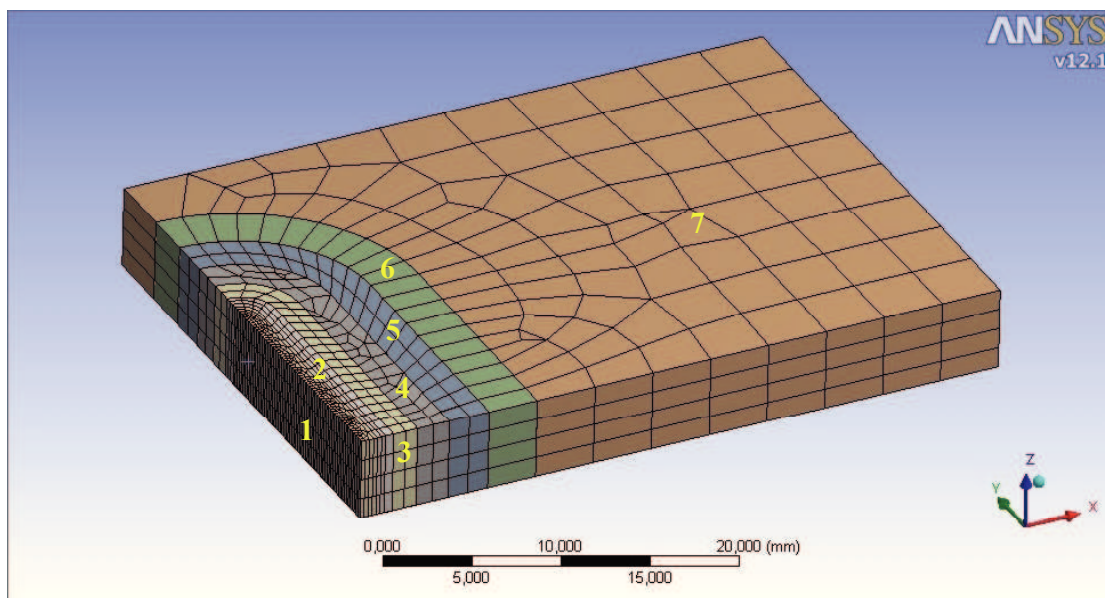
Model je zobrazen na obrázku č. 45 a je velmi podobný modelu předchozímu. Rozměrově odpovídá náčrtu na obrázku č. 18. Šířka rány je 2 mm. Malý rozdíl oproti minulému modelu je pouze v solidu (označen šipkou), který představuje ránu zalitou lepidlem a je protažen přes celou tloušťku vzorku.



Obr. 45 Model vzorku kůže

4.4.2. Diskretizace

Síť elementů byla stejně jako u předchozího modelu vytvořena automaticky společně s manuální volbou velikosti elementů. Síť je proto směrem k ráně jemnější. Vytvořená síť je zobrazena na obrázku č. 46.



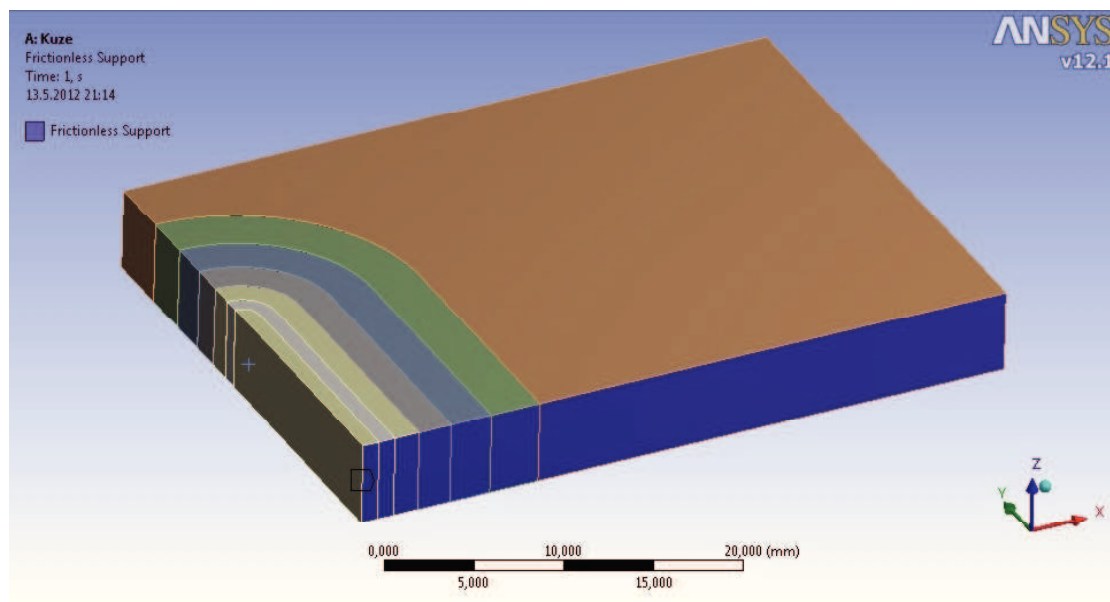
Obr. 46 Vytvořená síť

Velikosti elementů jednotlivých solidů podle označení pozic v obrázku jsou:

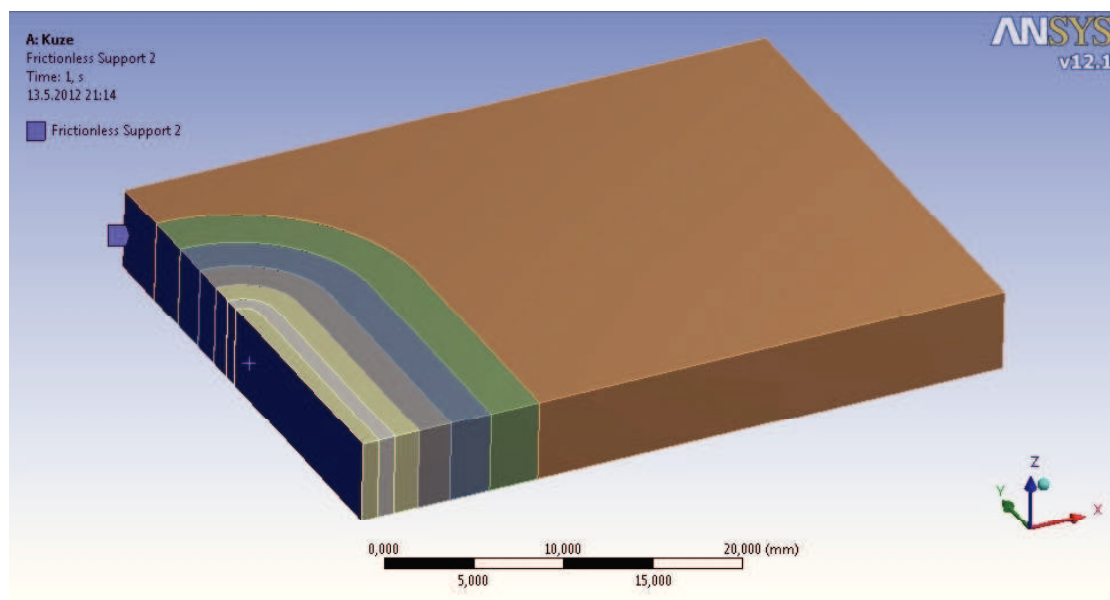
- Pozice č. 1 - 0,25 mm
- Pozice č. 2 - 0,5 mm
- Pozice č. 3 - 0,8 mm
- Pozice č. 4 - 1,2 mm
- Pozice č. 5 - 1,8 mm
- Pozice č. 6 - 3 mm
- Pozice č. 7 - 4 mm

4.4.3. Okrajové podmínky

Stejně jako v předchozím případě (viz kap. 4.3.3) byly na model aplikovány dvě vazby typu „Frictionless Support“ (viz obrázky č. 47 a 48).

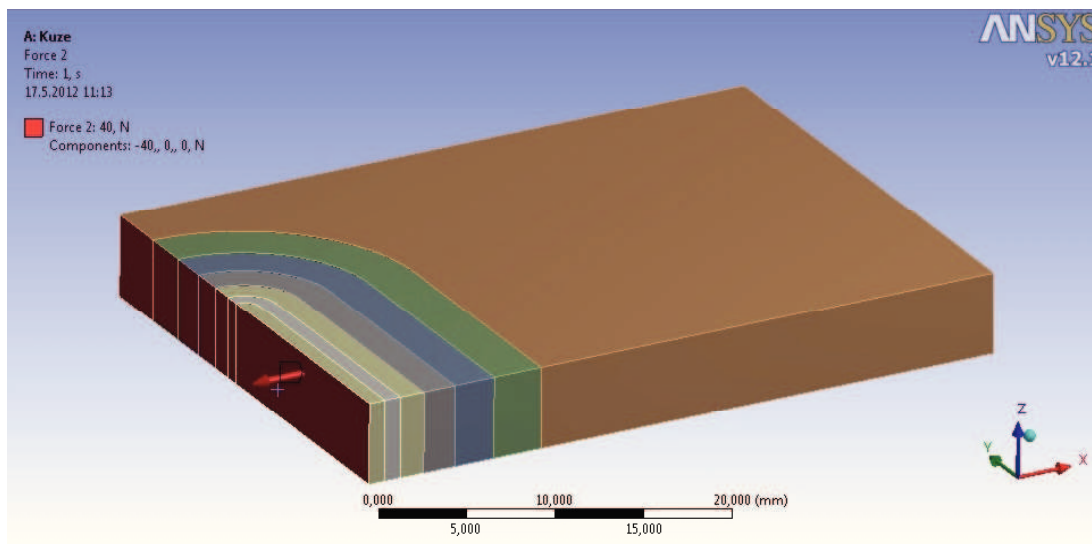


Obr. 47 Symetrie na podélné ose vzorku

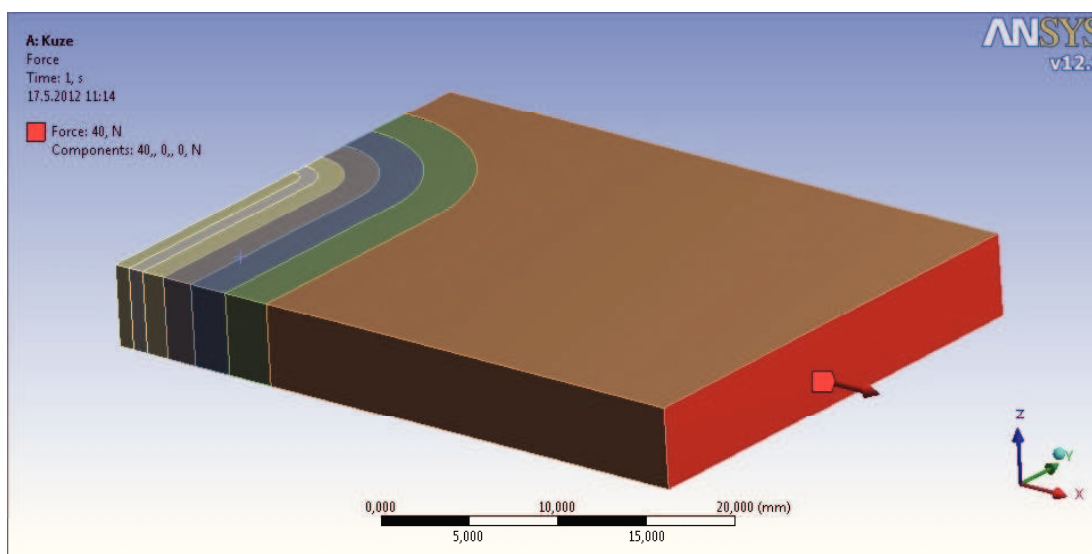


Obr. 48 Symetrie na příčné ose vzorku

Síla, při které se oba vzorky během experimentu roztrhly, byla podle obrázku č. 30 a 33 zhruba 40 N. Tato síla byla aplikována na oba konce, což je vidět na obrázku č. 49 a 50.



Obr. 49 Aplikace silového zatížení

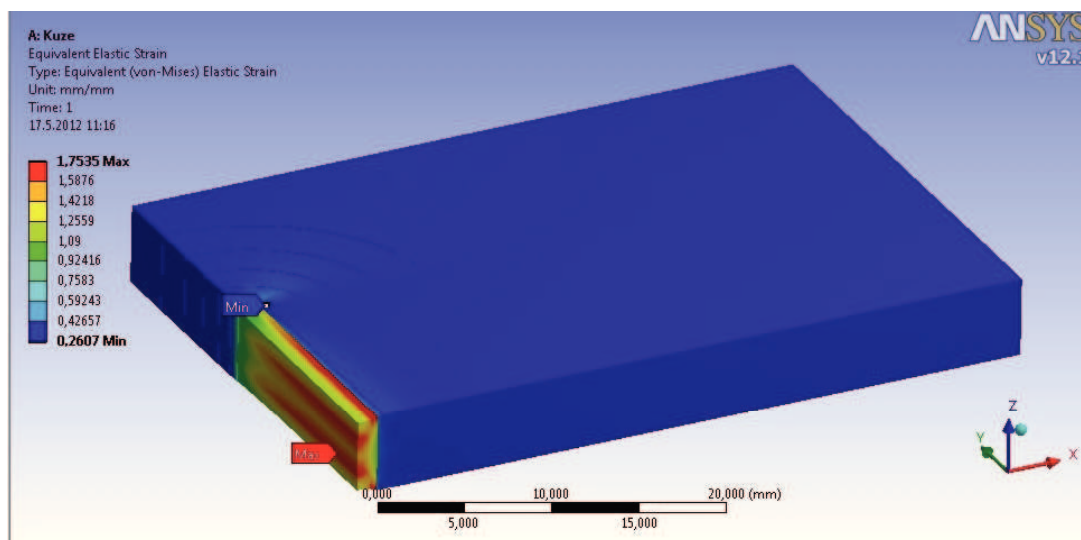


Obr. 50 Aplikace silového zatížení

4.4.4. Výpočet

Při působení síly přibližně 40 N se oba vzorky během experimentu roztrhly. V tom okamžiku byla hodnota poměrné deformace ε zhruba 0,2 – 0,3 [-] (viz obrázek č. 30 a 33). Cílem tohoto výpočtu bylo ověřit přesnost zjištěné hodnoty modulu pružnosti z předešlého výpočtu. Pokud bude použita tato hodnota, pak poměrná deformace by měla vycházet podobně jako při experimentu. Použité hodnoty pro výpočet jsou:

- Modul pružnosti pro kůži $E = 790 \text{ kPa}$
- Poissonova konstanta pro kůži $\mu = 0,43$
- Modul pružnosti pro lepidlo $E = 120 \text{ kPa}$
- Poissonova konstanta pro kůži $\mu = 0,4$



Obr. 51 Výsledky poměrné deformace ε

Na obrázku č. 51 jsou zobrazeny výsledky. Z obrázku je patrné, že hodnoty poměrné deformace ε skutečně odpovídají zjištěnému modulu pružnosti.

5. Závěr

Cílem této bakalářské práce bylo určit a porovnat mechanické vlastnosti šitých a lepených chirurgických řezů. Dosud však byly studie, porovnávající šité a lepené spoje v chirurgii, zaměřeny více na lékařské vlastnosti jako: rychlost provedení zákroku, rychlost a efektivita hojení rány, procento vzniku infekce, tendence znovu otevření rány, kosmetické vzezření po dokončení léčby a mnoho dalších. Nutno říci, že lepené spoje ve většině těchto oblastí zvítězily nad šitými spoji.

Tato práce však porovnává oba spoje z hlediska funkčnosti při působení tahové síly. Pro porovnání byl proveden experiment, kterému je věnována kapitola č. 3. V první řadě měření byly porovnávány šité a lepené spoje u vzorků s povrchovou ránou. Únosnost spojů byla v tomto případě srovnatelná, pohybovala se okolo 70 N na centimetr jizvy. Ve druhé řadě měření byly použity vzorky s ránou skrz celou tloušťku. Únosnost šitého spoje byla pro první a druhý vzorek zhruba 25 a 40 N na centimetr jizvy. Výsledky lepeného spoje byly již na základě vizuální kontroly hodnoceny jako nevyhovující. Rána se téměř ihned po aplikování síly otevřela. Únosnost zde byla okolo 12 N na centimetr jizvy. Pro přesnější hodnoty výsledků by experiment musel být proveden samozřejmě s větším množstvím vzorků. Pokud ale porovnáme pouze mechanickou pevnost obou spojů, vítězem je jistě šitý spoj.

Druhou částí této práce bylo vytvoření matematického modelu pomocí počítačového modelování. Nástrojem byla numerická metoda konečných prvků (viz kap. č. 4). Vzhledem k nedostatku informací o materiálových vlastnostech (modul pružnosti a Poissonova konstanta), byla tato práce omezena pouze na zjištění hodnoty modulu pružnosti testovaného vzorku kůže. Byly vytvořeny celkem dva modely v programu ANSYS Workbench verze 12.1 tak, aby odpovídaly experimentu. Výpočty byly založeny na faktu, že z experimentu je známa síla, při které došlo k přetržení a odpovídající poměrná deformace. Modul pružnosti byl měněn tak dlouho, dokud se hodnoty síly a poměrné deformace přibližně neshodovaly s experimentem. Výsledná hodnota modulu pružnosti E byla zhruba 790 kPa. Vzhledem k hodnotám uváděným v literatuře a jejich velkému rozptylu považuji zjištěnou hodnotu stále za přijatelnou.

Bakalářská práce je součástí většího projektu, který probíhá ve spolupráci s odborníky z Fakulty elektrotechniky a informatiky. Od projektu se do budoucna očekává hlubší zkoumáním oblasti mechanických vlastností šitých a lepených spojů.

Použitá literatura

- [1] ZEMAN, Miroslav, et al. *Chirurgická propedeutika*. 1. vydání. Grada: Praha 1993, 487 s. ISBN 80-85623-45-5.
- [2] *Wikipedie: Otevřená encyklopedie: Chirurgie* [online]. c2011 [citováno 14. 05. 2012]. Dostupný z WWW:
<<http://cs.wikipedia.org/w/index.php?title=Chirurgie&oldid=7192874>>
- [3] ČAPOV, Ivan - TRUBAČ, Roman - VESELÝ, Jiří - JUSTAN, Ivan. *Chirurgická sutura, šicí materiál a techniky šití v chirurgii, skripta, kapitola Kožní sutura a krytí kožních defektů*. Praha : IPVZ Praha, 2007. 8 s. Chirurgická sutura, skripta. ISBN 978-80-87023-00-6.
- [4] *Wikipedie: Otevřená encyklopedie: Kůže* [online]. c2012 [citováno 14. 05. 2012]. Dostupný z WWW:
<<http://cs.wikipedia.org/w/index.php?title=K%C5%AF%C5%BEE&oldid=8241328>>
- [5] SHIH-HENG TUNG, et al *Development of digital image correlation method to analyse crack variations of masonry wall*. 2008, Sádhaná Vol. 33, Part 6, pp. 767-779.
- [6] Diridollou, S., Patat, F., Gens, F., Vaillant, L., Black, D., Lagarde, J. M., Gall, Y. and Berson, M. (2000), *In vivo model of the mechanical properties of the human skin under suction*. Skin Research and Technology, 6: 214–221.
doi: 10.1034/j.1600-0846.2000.006004214.x
- [7] Xing Liang and Stephen A. Boppart, Senior Member, IEEE, *Biomechanical Properties of In Vivo Human Skin From Dynamic Optical Coherence Elastography*. 2010, IEEE Transaction on Biomedical Engineering, Vol. 57, No. 4, pp. 953 – 959.
- [8] Tilleman TR, Tilleman MM, Neumann MH, *The elastic properties of cancerous skin: Poisson's ratio and Young's modulus*, 2004, The Israel Medical Association journal, pp. 753-755

- [9] McDermott, Martin K et al. *Mechanical properties of biomimetic tissue adhesive based on the microbial transglutaminase-catalyzed crosslinking of gelatin*. 2004, *Biomacromolecules*, pp. 1270-1279.